

**Aus der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie
Universitätsklinikum Homburg/Saar
Direktor Prof. Dr. T. Pohlemann**

**Einfluss von Implantatgeometrie und –design auf
Kompressionskräfte und Kontaktfläche am
Plattenosteosynthesemodell der Symphyse
– eine experimentelle Studie**

**Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität des Saarlandes
2012**

**vorgelegt von Maike Santelmann
geb. am 02.02.1987 in Bad Oldesloe**

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung	6
1.1. Abstrakt.....	6
1.2. Summary	8
2. Einleitung	10
3. Grundlagen	12
3.1. Anatomie des Beckens	12
3.2. Beckenverletzungen	13
3.3. Unfallmechanismus	13
3.4. Alter- und Geschlechtsverteilung (Epidemiologie).....	13
3.5. Letalität	13
3.6. Diagnostik	14
3.7. Klassifikation und Verteilung	15
3.8. Besonderheit der Typ 61-B 1.1 Verletzung („open-book injury“).....	16
3.8.1. Verletzungsmechanismus/-definition	16
3.8.2. Therapieziele	17
3.8.3. Konservativ	17
3.8.4. Operativ	17
3.8.4.1. Verfahren	18
3.8.4.2. Plattenosteosynthesetechnik	18
3.8.4.3. Komplikationen	19
3.8.4.4. Weiterbehandlung	19
3.8.4.5. Implantatentfernung	19
3.8.5. Unterschiedliche Plattensysteme.....	20
3.8.5.1. Prinzip der Dynamischen Kompression	20
3.8.5.2. Spaltheilung	20
3.8.5.3. Prinzip der Winkelstabilität	22
4. Problemstellung	23
5. Ziel der Arbeit	25
6. Material und Methode	26
6.1. Material	26
6.1.1. Beckenmodelle	26
6.1.2. Discus interpubicus.....	26

6.1.3. Implantate	26
6.1.4. Systemkomponenten	29
6.1.4.1. Hardware.....	29
6.1.4.2. Sensor	30
6.1.4.3. Software	31
6.1.5. weiteres Material.....	31
6.2. Methodik.....	32
6.2.1. Vorbereitung	32
6.2.2. Vorversuche	34
6.2.2.1. Scan der Symphyse.....	34
6.2.2.2. Kraft-Wirkungs Kurve.....	35
6.2.3. Set up	36
6.2.4. Ablauf eines Versuchs	36
6.2.5. Parameter	38
6.2.5.1. Kompressionskraft.....	39
6.2.5.2. Kontaktfläche.....	40
6.2.5.3. Kontaktflächenverteilung.....	41
6.2.5.4. Kraftzentrumswanderung.....	42
6.2.5.5. subjektive Handhabung	43
6.2.6. Datenerhebung, Auswertung und Statistik.....	43
7. Ergebnisse	44
7.1. Kompressionskraft	44
7.2. Kontaktfläche	48
7.3. Kontaktflächenverteilung.....	50
7.4. Kraftzentrumswanderung.....	52
7.5. subjektive Handhabung	54
8. Diskussion	56
9. Schlussfolgerun.....	63
10. Abkürzungsverzeichnis.....	67
11. Literaturverzeichnis.....	69
12. Anlage Tabellen Signifikanzen.....	75
12.1. Kompressionskraft.....	75
12.2. Kontaktfläche.....	77
12.3. Kontaktflächenverteilung.....	79
12.4. Kraftzentrumswanderung.....	81

13. Publikationen.....	83
14. Danksagung.....	85

1. Zusammenfassung

1.1. Abstract

Als operative Standardversorgung der Beckenfraktur Typ 61-B1.1 nach AO Klassifikation (Symphysenruptur mit ein- oder beidseitiger Beteiligung des SI Gelenkes = „open book injury“) hat sich die Plattenosteosynthese durchgesetzt^{3,14,23,26,28,29,46,49,57,68}. Doch obwohl unterschiedliche Implantatsysteme und -techniken zur Verfügung stehen, stellen Plattenlockerungen und chronische Instabilitäten mit begleitenden postoperativen Schmerzen immer noch schwerwiegende Komplikationen dar. Deshalb sollte operativ eine optimale Fixierung zur Neutralisierung von Dislokationskräften angestrebt werden. Diese experimentelle Arbeit vergleicht Implantate mit unterschiedlicher Geometrie und Design in den Parametern der im Symphysenspalt erzeugten Kompressionskraft, der Kontaktfläche, der Kontaktflächenverteilung sowie der Kraftzentrumswanderung, um durch anschließende Bewertung folgender Hypothesen die Plattenosteosynthesetechnik an der Symphyse zu verbessern.

- 1.) Der Dynamic Compression Effekt in Kombination mit dem zentralem Anbiegen von Standard DCP 4,5mm Stahlplatten führt zu einer erhöhten Kompressionskraft und besserem Kontakt im Symphysenspalt.
- 2.) Stärkere 4,5mm DCP Stahlplatten führen zu höheren Kompressionen und besserem Kontakt, als schmalere 3,5mm Symphysenplatten mit DC Effekt, selbst wenn letztere anatomisch passgerecht geformt sind.
- 3.) Winkelstabile Versorgungen der Symphyse mit 3,5mm Symphysenplatten sind in der Lage die ursprüngliche Kompressionskraft der Reposition und die optimale Kontaktfläche zu erhalten und erreichen besser Ergebnisse als konventionelle 3,5mm Symphysenplatten mit DC Effekt.

Hierfür wurde an synthetischen, anatomisch korrekten Beckenmodellen mit herbeigeführter Symphysenruptur eine Sensormessfolie im Symphysenspalt platziert und die Kompressionskraft und Kontaktfläche in definierten Phasen während der Plattenfixationen unter statischen Bedingungen ohne Belastung in real-time Darstellung gemessen. Durch weitere Auswertungen konnten die Parameter der Kontaktflächenverteilung und der Kraftzentrumswanderung bestimmt werden.

Die Ergebnisse der Experimente zeigten einen deutlichen Vorteil in der Verwendung von zentral um 10° angebogenen Implantaten mit DC Effekt, die für eine erhöhte Kompressionskraft und besseren Kontakt im Symphysenspalt auch bis zuletzt nach Beendigung der vollständigen Osteosynthese sorgten (Hypothese 1 bestätigt).

Hinsichtlich der 3,5mm Symphysenplatten ließen sich während der Reposition ähnliche Kompressionswerte erzielen wie mit den 4,5mm Implantaten gleichen Designs und Wirkprinzips. Jedoch überzeugten nach Abschluss der Osteosynthese diesbezüglich die Großfragmentimplantate. Anders verhielt es sich jedoch in Bezug auf die Parameter der Kontaktfläche, Kontaktflächenverteilung und Kraftzentrumswanderung, welche durch die 3,5mm Platten deutlich besser aufrecht erhalten wurde. (Hypothese 2 zur Kompressionskraft bestätigt, zum Kontakt und Kraftzentrum widerlegt).

Bezogen auf das Prinzip der Winkelstabilität ohne eigene interfragmentäre Kompression hat es sich als unmöglich erwiesen eine hoch angelegte Vorspannung zur Kompression an der Symphyse mit einer einfachen rein winkelstabilen Plattentechnik zu erhalten (Hypothese 3 diesbezüglich widerlegt). Interessanterweise war es allerdings mit einem kombinierten Symphysenplattenmodell, welches einen DC Effekt der medialen und Winkelstabilität der vier lateralen Schraubenlöcher aufweist sowie um 10° angebogen war, möglich in allen vier Parametern über die gesamte Dauer des Experiments sehr gute Werte zu erzielen, da das Phänomen des Auseinanderweichens des kaudalen Symphysenspalt nicht beobachtet wurde (Hypothese 3 diesbezüglich bestätigt).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Geometrie und das Design des Implantats zur operativen Versorgung der Symphysenruptur einen Einfluss auf die Kompressionskraft und die Kontaktfläche haben. Diese Erkenntnisse über die biomechanischen Auswirkungen unterschiedlicher Plattensysteme könnten die Plattenfixationstechnik der Symphyse verbessern, indem sie schon jetzt in die Entscheidung für die Wahl des richtigen Implantats in bestimmten Situationen mit einfließen und außerdem Anstoß geben zu weitere klinischen Studien unter dynamischen und biologischen Bedingungen sowie unter Belastung.

1.2. Summary

Typical stabilization of pelvic open book injuries (OTA 61-B1.1) consists of plate fixations of the symphysis. Although many different plate designs and procedures have evolved, implant loosening and the development of chronic instability with associated postoperative pain are still evident. One major concern is therefore to effectively neutralize displacement forces and the possibility of their optimal reduction by implants. This experimental study compares plate implants of different geometry and design regarding to compression force, contact area, contact distribution and force center changes during the reduction and fixation of the symphyseal gap. The following hypotheses to improve symphyseal plate fixation were evaluated:

- 1) The DC effect in combination with pre-bending of regular narrow 4-hole DCP 4.5mm steel plates leads to a high compression force and enhanced contact in the symphysis.
- 2) The 4.5mm DCP plates lead to a higher compression and better contact than small 3.5mm Symphysis plates with DC effect, even if their design is anatomically contoured.
- 3) The stabilisation with 3.5mm Symphysis plates with locking screw capabilities can preserve both the initial compressive reduction force and the optimal contact area and achieve better results than Symphysis plates with DC effect.

Compression injuries (OTA B1.1) were simulated on synthetic composite pelvises and sensor films placed in the disrupted symphysis allowed the assessment of reduction and compression forces, as well as contact characterizations by implants at defined time points under static non-loaded conditions. In the following, the parameters for contact area distribution and force center changes were investigated.

The experiments showed the advantages of using 3.5mm curved Symphysis plates in preserving the best contact area, as well as maintaining the best homogeneous distribution and the most central location of the force center in symphysis. While on the other hand they also showed the fact, that the pre-bending of the plate with DC effect allows an increased compression in a disrupted symphysis model. The study as well investigates the potential effect of interlocking screws in the plate fixation of the symphysis. It appeared impractical to preserve higher compression with a simple locking plate technique. In this setup, the Symphyseal Locking Plate acted as “internal fixator” keeping an optimal contact, but

loosing most of the initial compressive force. Interestingly, the combination of DC effect supplemented with locking screws in peripheral position of a pre-bended Symphyseal Plate allowed both preservation of the compression and good contact, since the pull-apart phenomenon of the bone structure towards the plate and away from the symphyseal gap was not encountered.

In conclusion, the geometry and design of the different plates were found to have an influence on the reduction and fixation capabilities of open book injury fixation. These findings could be of special interest in pelvic surgery in order to choose the right implant for severe displacements, injured obese or heavy patients, or symphysiodesis techniques and could initiate cyclic load experiments and clinical studies under biologic conditions.

2. Einleitung

Beckenfrakturen sind im Vergleich zu anderen Knochenbrüchen seltenere Verletzungen. Da sie jedoch den Körperstamm betreffen und somit höheren Belastungen ausgesetzt sind ist es besonders wichtig, dass für die einzelnen anatomischen Regionen verlässliche und klinische erprobte Op-techniken und Implantate zur Verfügung stehen, die zum einen weichteilschonend sind und zum anderen eine ausreichende mechanische Stabilität zur Realisierung der wichtigen Frühmobilisierung bieten. In einigen Regionen des Beckens haben sich zuverlässige Osteosynthesetechniken bewährt, in anderen ist diese Entwicklung weiterhin im Gange. Zur operativen Versorgung der Beckenfraktur des Typs 61-B1.1 nach AO Klassifikation (Symphysenruptur mit ein- oder beidseitiger Beteiligung des SI Gelenkes = „open book injury“) hat sich als Standardmethode die Plattenosteosynthese durchgesetzt^{3,14,23,26,28,29,46,49,57,68}. Allerdings stehen auch hier unterschiedliche Methoden und Implantattypen zur Verfügung, was dem Operateur Freiraum zur individuellen Entscheidung lässt. Während früher universale, gerade Plattensysteme verwendet wurden, stehen heute neuere Plattendesigns zur Auswahl, die speziell der Anatomie des vorderen Beckenrings angepasst sind und die Möglichkeit der Winkelstabilität beinhalten. Ziel der Plattenosteosynthese ist es, eine möglichst große Kompressionskraft und Kontaktfläche während der Reposition und Retention der beiden Schambeinäste zu erzeugen. Auf diese Weise sollen die gefürchteten Komplikationen der Implantatlockerungen und chronische Beckenringinstabilitäten durch verbesserte ligamentäre Verwachsung und daraus folgender erhöhter Stabilität im Symphysenspalt verringert werden. Eine Möglichkeit die interfragmentäre Kompression bei Knochenbrücken unter Verwendung von Implantaten mit dynamischem Kompressionseffekt zu steigern, bietet das zentrale Anbiegen der Platte um 10-15°. Diese Methode wurde an langen Röhrenknochen bereits biomechanisch untersucht und wird seither empfohlen^{20,55}. Im Bereich der Symphyse ist die Wirksamkeit dieses Prinzips jedoch nicht geläufig. Diese experimentelle Studie vergleicht Standardmodelle und neuere Plattendesigns zur operativen Versorgung der Symphysenruptur an anatomisch realistischen Beckenmodellen (Synbone[®], Malans, Schweiz) mit Hilfe einer modernen Sensorfolie, die in den Symphysenspalt eingebracht wird, und Computer gestützter Analyse (Tekscan Inc., 307 West First Street, South Boston, MA), welche sich bereits in anderen anatomischen Regionen in vorherigen Studien bewährt

haben ^{5,16}. Als Kernparameter wurden die Kompressionskraft und die maximale Kontaktfläche sowie die Kontaktflächenverteilung und die Kraftzentrumswanderung im Symphysenspalt während der gesamten Fixierung der Plattenosteosynthesen gemessen. Auf diese Weise soll der Einfluss des Designs des Implantats sowie des Prinzips der dynamischen Kompression (DC) und der Winkelstabilität in diesem Zusammenhang ermittelt werden. Außerdem wurde untersucht welchen Effekt eine veränderte Geometrie in Form des zentralen Anbiegens des Implantats um 10° auf die Qualität der oben genannten Repositions- und Retentionsparameter im Bereich der Symphyse hat. ^{33,41,70}

3. Grundlagen

3.1. Anatomie des Beckens

Das Becken ist eine knöchernen Ringstruktur, welche die Verbindung zwischen Rumpf und den unteren Extremitäten herstellt. Es dient der Kraftübertragung des Körpergewichtes, der Insertion von Muskeln, Sehnen und Bändern sowie der anatomischen Aufnahme und dem Schutz von Organen, Nerven und Gefäßen. Ossär besteht das Becken lateral und ventral aus zwei Beckenhälften, den Hüftbeinen sowie dorsal dem Kreuzbein (Os sacrum), welches die kaudale Fortsetzung der Lendenwirbelsäule darstellt und durch das Steißbein (Os coccygeum) verlängert wird. Ohne ligamentäre Verbindungen zerfällt das Becken in diese drei Einzelteile. Der Beckenring wird ventral zwischen den beiden Schambeinen durch die elastische Symphysis pubica und dorsal zwischen Darm- und Kreuzbein durch das gering bewegliche Sakroiliacalgelenk in Form von Amphithrosen geschlossen. Die Symphyse besteht aus den Gelenkflächen der beiden Schambeine und dem dazwischen liegenden aus Faserknorpel bestehenden Discus interpubicus. Stabilisiert wird die Symphyse kranial durch das Lig. pubicum superius, kaudal durch das Lig. arcuatum pubis sowie durch mehrere Faserzüge auf der Vorderseite (Lig. pubicum anterior), welche fest mit dem Discus verwachsen sind. Das SI-Gelenk wird ebenfalls durch mehrere Bandstrukturen zusammengehalten. So hängen das Lig. sacroiliaca anteriora, das Lig. sacroiliaca interossea und das Lig. sacroiliaca posteriora das Sakrum an den hinteren Darmbeinkämmen federnd auf. Des Weiteren verhindern die Ligg. sacrospinale und sacrotuberale Drehbewegungen des ISG sowie ein Ventralkippen des Kreuzbeins. Aus der Verbindung der genannten ossären und ligamentären Strukturen resultiert ein in sich vertikal sowie rotatorisch stabiler, relativ starrer Beckenring mit statischer und dynamischer Funktion. Eine minimale Beweglichkeit erfolgt lediglich aus den Beckengelenken (SI-Gelenk und Symphyse) sowie der Bewegungen innerhalb des Elastizitätsmoduls des Knochen. Die Kraftübertragung erfolgt von den unteren Lumbalwirbeln über ISG, Os Ilium und Acetabulum mit einer Weiterleitung auf den Oberschenkel. Biomechanisch wird das Becken in zwei Ringabschnitte unterteilt, ventral (Sitz- und Schambein, Symphyse) und dorsal (Darm- und Kreuzbein, ISG), wobei der dorsale Beckenring 80% der Kraftüberleitung trägt und dadurch entscheidende Bedeutung erlangt. ^{40,63,70}

3.2. Beckenverletzungen

Beckenfrakturen sind mit einem Anteil von 3% aller Frakturen relativ selten. Die Inzidenz von Beckenringverletzungen pro Jahr liegt bei 3-37/ 100.000 Einwohner, Tendenz steigend^{22,63,71}. Vermehrt treten sie aufgrund des Schweregrades der Gesamtverletzungen bei polytraumatisierten Patienten auf. Die Inzidenz beträgt bei Schwerverletzten mehr als 25%⁷¹.

3.3. Unfallmechanismus

Eine Vielzahl von verschiedenen Unfallmechanismen kann dazu führen, dass die elastischen Kompensationsmöglichkeiten des Beckens überschritten werden⁷⁰. In erster Linie handelt es sich dabei um Hochrasanztraumen, wie Anprall- und Überrolltraumata bei Verkehrsunfällen im hohen Geschwindigkeitsbereich, sowie Abstürze aus großer Höhe (suizidale Sprünge, akzidentielle Stürze).²⁴

3.4. Alter- und Geschlechtsverteilung (Epidemiologie)

Aufgrund der Unfallmechanismen besteht die Risikogruppe für vor allem schwere und instabile Beckenverletzungen meist im Rahmen eines Polytraumas weitgehend aus jungen und aktiven Menschen zwischen 25 und 40 Jahren, vornehmlich Männern. Ein weiterer Altersgipfel liegt um das 85. Lebensjahr, hier sind vermehrt Frauen betroffen^{22,71}, die durch unkontrollierte Stürze in Kombination mit osteoporotischen Knochen stabile Beckenringfrakturen als Einzelverletzung aufweisen⁴¹. Kinder erleiden wegen der erhöhten Elastizität des Beckenrings im Gegensatz zu Erwachsenen eher selten diese Art von Verletzungen³⁹.

3.5. Letalität

Die Gesamtleletalität bei Beckenverletzungen beträgt 7,9% und korreliert mit der allgemeinen Verletzungsschwere⁷¹. Insbesondere beim so genannten „Komplextrauma“ mit zusätzlicher massiver peripelviner Weichteilverletzung von Gefäßen, Nerven, Muskeln oder Beckeneingeweiden steigt die Letalitätsrate auf 20%⁴⁵. Dies liegt u.a. an der besonders hohen intrapelvinen Gefäßplexusdichte, was bei Verletzung dieser das erhöhte

Risiko des hämorrhagischen Schocks bis hin zur Verblutung birgt. Offene Beckenfrakturen sind Ausdruck einer Verletzung mit sehr hoher kinetischer Energie, die über die Beckenregion hinaus gewirkt hat. Sie werden mit einer Häufigkeit von 0,9 - 4,8% aller Beckenfrakturen angegeben, haben das zusätzliche Risiko einer sekundären Keimbesiedelung mit Sepsisfolge und eine Letalität von bis zu 50% und mehr^{45,54,74}.

3.6. Diagnostik

Bereits die Anamnese mit Beschreibung des Unfallmechanismus und Art und Intensität der eingewirkten Kraft kann Hinweise auf das Verletzungsmuster geben. Bei geschlossenen Beckenfrakturen können klinisch indirekte, lokale Verletzungszeichen, wie Schwellung, Hämatomverfärbung, Fehlstellung, Deformierung und Beinlängendifferenz sowie Störungen der Motorik, Durchblutung oder Sensibilität eines oder beider Beine, Druckschmerzhaftigkeit im Bereich der Symphyse oder seitlich an den Darmbeinschaufeln sowie Blutungen aus Haut, After, Scheide oder Harnröhre, Hinweis auf eine Beckenverletzung sein. Die ausführliche bildgebende Diagnostik erfolgt mit der obligatorischen Röntgenbeckenübersichtsaufnahme in a-p Richtung sowie zusätzlichen Schrägaufnahmen („Inlet“, „Outlet“) bei Verdacht auf eine hintere Beckenringfraktur. Flüssigkeitsansammlungen im Bauchraum können mit der Sonographie erfasst werden. Die Computertomographie (CT) erlaubt eine exakte Evaluation des dorsalen Beckenringes und Sakrumfrakturen und bietet bei Verwendung von Kontrastmittel zudem die Möglichkeit festzustellen, ob eine arterielle behandlungspflichtige Blutung vorliegt. Zusätzlich ist mit dem CT bereits früh eine eingeschränkte Beurteilung von Weichteilen möglich. Mittels Angiographie können arterielle Blutungen genau aufgesucht und durch selektive Embolisation gestillt werden. Diese Maßnahme ist allerdings erst bei stabilen Kreislaufverhältnissen und nach Ausschluss anderer Blutungsquellen indiziert. Da Beckeninstabilitäten oftmals mit massiven und lebensbedrohlichen Blutungen aus den Frakturflächen und dem präsakralen Venenplexus mit Ausbildung eines retroperitonealen Hämatoms einhergehen, ist eine notfallmäßige Stabilisierung des Beckenrings mittels Fixateur externe oder Beckenzwinge sowie das Tamponieren der Blutung im kleinen Becken mit Bauchtüchern („packing“) in der primären Phase der Polytraumabehandlung maßgeblich. So können die Blutungen vermindert, das intrapelvine Volumen verkleinert

und der Gesamtzustand des Patienten verbessert werden. Um stabile und instabile Beckenverletzungen schnell differenzieren und das weitere Vorgehen, wie etwa eine sofortige operative Intervention zur Kompression der Frakturflächen, einleiten zu können, ist eine klare und definierte Klassifikation nach klinischer und radiologischer Beurteilung bereits im Schockraum wichtig. Die anatomische Rekonstruktion als definitive Versorgung erfolgt nach Stabilisierung des Allgemeinzustandes des Patienten in der Sekundärphase als elektiver Eingriff. ^{8,13,24,41,60}

3.7. Klassifikation und Verteilung

Die aktuelle Klassifikation von Acetabulum- und Beckenringverletzungen im deutschsprachigen Raum erfolgt anhand des Systems der Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese (AO) ⁴⁷, welche in weiten Teilen der internationalen Klassifikation der „Orthopaedic Trauma Association“ (OTA) gleicht. Beide orientieren sich weitgehend an der primär von Tile 1984 erstellten Einteilung ⁶⁵, welche drei Typen von Beckenringverletzungen anhand des Unfallmechanismus und des Grades der Instabilität und somit indirekt auch der Prognose in einem „A-B-C-System“ unterteilt [Abb.1]. Diese drei Gruppen enthalten weitere Untergruppen je nach Frakturform, beschädigter Struktur und Schwere der Verletzung. Allerdings darf nicht vergessen werden, dass zwischen den einzelnen Gruppen und den Begriffen „Stabilität“ und „Instabilität“ ein fließender Übergang herrscht. ^{8,41,47,60,70}

Typ A: Hierunter fallen Beckenringverletzungen ohne Stabilitätsverlust.

A1: Fraktur des Beckenrandes

A2: Isolierte Fraktur des vorderen Beckenringes

A3: Querfrakturen des Os sacrum und des Os coccygeum

Typ B: Hierbei handelt es sich um Frakturen mit Beteiligung des vorderen und hinteren Beckenringes mit rotatorischer Instabilität bei erhaltener vertikaler Stabilität. Derartige Verletzungen sind häufig Folge von lateraler oder anteroposteriorer Krafteinwirkung.

B1: Symphysensprengung („open-book-injury“) durch Außenrotation

B2: laterale Kompressionsverletzung durch Innenrotation

B3: Bilaterale Außen- oder Innenrotationsverletzung

Typ C: Bei dieser Art von Verletzung weist die betroffene Beckenhälfte sowohl eine rotatorische als auch eine vertikale Instabilität auf. Es kommt zu einer kompletten Zerreißung des hinteren Beckenringes infolge vertikaler Scherkräfte.

C1: Fraktur im Sakrum, Ilium oder Iliosakralgelenk mit zusätzlicher Symphysenruptur und /oder vorderer Beckenringfraktur

C2: Eine Seite mit einer B-, die andere mit einer C-Verletzung

C3: Beidseitige C-Verletzung

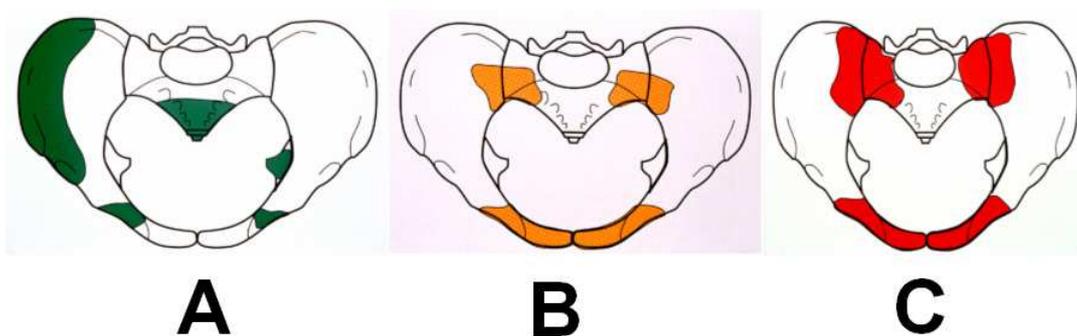


Abb. 1 Typ A, B und C-Verletzungen aus Kombination von Unfallmechanismus und Reststabilitat (nach AO)

3.8. Besonderheit der Typ 61-B 1.1 Verletzung („open-book injury“)

3.8.1. Verletzungsmechanismus/-definition

Verursacht wird dieser Verletzungstyp durch hohe Gewalteinwirkung in ap-Richtung, die eine Außenrotation der einen Beckenhafte bei fixiertem Becken und Stamm in Form eines Aufklappmechanismus bedingt. Dies hat eine Symphysensprengung („open-book-injury“) mit einseitig ausgerissenem Discus interpubis sowie unterschiedlich schwere ipsilateral, ventraler Iliosakralgelenkszerreiung zur Folge. Die intakten dorsalen sakroiliakalen Bandverbindungen erfüllen demnach eine Art „Scharnierwirkung“⁷⁰, was zu einer rotatorischen Instabilität bei erhaltener vertikaler Stabilität führt. Im Sinne der Verletzungsmechanik und in Anbetracht der anatomischen Strukturen handelt es sich hier um eine „bindegewebige Gelenkszerreiung“, weshalb nach der Reposition die nach Luxationen vieler anderer Gelenke physiologisch erreichte Stabilität fehlt^{15,21,31}.

3.8.2. Therapieziele

Ziel der Behandlung ist die frühzeitige Wiederherstellung eines belastbaren Systems mit anatomischen Achsenverhältnissen. Die Grundlage einer raschen und ungestörten Knochenheilung und straffe Vernarbung der Bandstrukturen bildet die Reposition und Immobilisation mit adäquater Blutversorgung. Die Indikationsstellung zur entweder konservativen oder operativen Therapie orientiert sich generell an der Stabilität des Beckenrings^{41, 4,56,60}.

3.8.3. Konservativ

Die konservative Behandlung basiert auf dem Grundprinzip der frühestmöglichen Mobilisation. Bei einer Dislokation der Symphyse von $<2,5\text{cm}$ ist ausreichend Stabilität gegeben, um eine konservative Therapie anzustreben. Diese besteht in der Regel in Ruhigstellung für wenige Tage mit darauf folgender schmerzadaptierter Mobilisierung. In diese Gruppe fallen auch seltene postpartale Symphysenzerreißen⁴². Komplikationen der konservativen Therapie, wie Muskelatrophien, Druckulzera, Inaktivitätsatrophie der Knochen, Thrombosen, Lungenembolien, Infektionen und die psychische Belastung ergeben sich aufgrund längerer Immobilisationsphasen.^{60,70}

3.8.4. Operativ

Die Osteosynthese ist definiert als die operative Stabilisierung von Knochen mittels Implantat²⁴. Eine operative innere Stabilisierung des ventralen Beckenrings ist indiziert, wenn eine klinische transsymphysäre Instabilität bzw. eine röntgenologische Diastase $>2,5\text{cm}$ vorliegt. Die OP erfolgt in der Regel einige Tage nach dem Unfall nach Stabilisierung des Allgemeinzustandes des Patienten⁷⁰, kann aber auch notfallmäßig notwendig sein, da sie die effektivste Maßnahme zur Blutstillung darstellt. Die operative Behandlung ermöglicht nicht nur die anatomische Rekonstruktion, die Wiederherstellung der Lagerungs- und Übungsstabilität sowie die Verkürzung der Immobilisationsphase mit Vermeidung der damit verbundenen Komplikationen [vgl. 3.8.3. konservative Therapie]⁸, sondern hat auch einen positiven Einfluss auf die Langzeitergebnisse. So belegen mehrere Publikationen hohe Komplikationsraten im Hinblick auf Heilungsstörungen bei der konservativen Therapie instabiler Beckenringverletzungen^{34,48,67, 70,33,41}.

3.8.4.1. Verfahren

Als Standardverfahren zur operativen Stabilisierung des vorderen Beckenringes bei Symphysenruptur hat sich die offene Reposition und Retention mittels Plattenosteosynthese weitgehend durchgesetzt^{3,14,23,26,28,29,46,49,57,68}. In statischen und dynamischen biomechanischen Untersuchungen konnten damit die höchsten Stabilitätswerte erzielt werden^{30,35,36,37,66}. Durch die osteosynthetische Versorgung des ventralen Beckenrings wird die vorliegende Rotationsinstabilität der SI-Fuge in der Transversalebene meist ebenfalls gut reponiert. Andere Stabilisierungsverfahren wie die Zuggurtungsosteosynthese mit Draht und Schrauben kommen nur in bestimmten Fällen (z.B. kindliche Verletzung) in Betracht. Die definitive Versorgung mittels Fixateur externe wird heute aufgrund der notwendigen langen Ausheilungszeiten von 12-16 Wochen nicht mehr angewandt. Dieser lange Zeitraum bedingt einen erheblichen Nachteil im Patientenkomfort und sorgt außerdem für das Auftreten von zu vielen fixateurspezifischen Komplikationen wie Schanz-Schrauben Infektionen und Schraubenlockerungen⁷⁰. Als provisorische und notfallmäßige stabilisierende Maßnahme wird diese Variante jedoch noch häufig genutzt.^{40,41,50,70}

3.8.4.2. Plattenosteosynthesetechnik

Der Zugang zur Symphyse erfolgt mittels Querinzision (Pfannenstielschnitt) in der Regel 1cm kranial der Tubercula pubica in Rückenlage des Patienten. Anschließend wird die Mittellinie der Linea alba längs gespalten, um die beiden Bäuche des Musculus rectus abdominis und pyramidalis je nach lateral zu schieben. Durch Palpation lässt sich nun die Mittellinie der Symphyse pubis bestimmen und es wird versucht sich mittels Fascien- und Muskelpräparation einen möglichst guten Überblick auf den Symphysenspalt und den einseitig abgerissenen Discus interpubicus zu verschaffen. Im nächsten Schritt folgt die Schließung des Beckenrings mittels Repositionszange nach Innenrotation der verletzten Seite, wobei darauf zu achten ist, dass möglichst kein Höhenversatz beider Schambeinäste vorliegt. Dazu wird die Zange beidseits an der Symphyse eingesetzt. Alternativ kann auch der kraniale, mediale Teil des Foramen obturatorium genutzt werden. Die endgültige Stabilisierung wird durch das anschließende Einbringen eines Plattensystems auf dem kranialen Rand der Symphyse erreicht. Wichtig ist dabei, dass das Implantat dorsal des Tuberculum pubicum und somit hinter dem Ansatz des M. rectus abdominalis positioniert

wird. In dieser Position lässt sich die gesamte kraniokaudale Ausdehnung des Corpus ossis pubis zur Schraubenverankerung ausnutzen. Am Ende der Operation steht der Wundverschluss der einzelnen Schichten.^{50,33,70}

3.8.4.3. Komplikationen

Bei zu ausgedehnter Inzision oder zu starkem Hakenzug können theoretisch Samenstrang und Femoralgefäße verletzt werden. Außerdem besteht die Gefahr des „Vaginalimpingement“ durch zu lang gewählte Schrauben sowie der Urethra- und Blasenverletzung und paravesikale Blutungen durch zu weit distal geführte retrosymphysäre Darstellung oder zu weit nach dorsal ins kleine Becken einfallende Schraubenschäfte. Deshalb wird empfohlen während des Bohrvorganges die innere Corticalis des Corpus ossis pubis palpatorisch zu kontrollieren⁷⁰. Postoperativ bestehen die Gefahren einer Rektushernie und das allgemeine Op-Risiko einer Infektion. Außerdem sind Plattenlockerungen und –brüche, Thrombose, Blutung und Lungenembolie nicht auszuschließen.

3.8.4.4. Weiterbehandlung

Zur Weiterbehandlung wird bei zusätzlich geschädigtem Sakroiliakgelenk eine Teilbelastung der verletzten Seite mit 15-20kg (=Eigengewicht des Beines) für 6 Wochen unter Verwendung von zwei Unterarmgehstützen ab dem zweiten postoperativen Tag empfohlen. Danach erfolgt das schrittweise Aufbelasten, sodass nach 8-12 Wochen Vollbelastung erreicht wird.

3.8.4.5. Implantatentfernung

Da in der Symphyse eine physiologische Bewegung stattfindet und auch stattfinden soll, ist eine Materialentfernung nach 6-12 Monaten vorgesehen. Neuere Untersuchungen zeigen jedoch keine relevanten Nachteile beim Belassen der Implantate⁵².

3.8.5. Unterschiedliche Plattensysteme

Um die Osteosynthesetechnik zu verbessern, wurden basierend auf biomechanischen Konzepten neuere Plattensysteme entwickelt, um zur Stabilisierung neben der Schienung eine erhöhte interfragmentäre Kompression^{8,24}, Schonung des unterliegenden Knochens mit Verbesserung der biologischen Bedingungen²⁴ sowie Verminderung von Plattenlockerungen und Plattenbrüchen zu erzielen⁴¹. Stahl- wurden gegenüber Titanimplantaten bevorzugt, da sie aufgrund ihrer Elastizität zu weniger Implantatbrüchen am Becken neigen.

3.8.5.1. Prinzip der Dynamischen Kompression

Plattensysteme, die durch den dynamischen Kompressionseffekt eine eigene interfragmentäre Kompression aufbauen können, so genannte „Dynamic Compression Plates“ (DCP), gehören zu den Standardmodellen zur Versorgung der Symphysenruptur. Die spezielle Geometrie der beiden medialen Plattenlöcher (längs-ovalär) bewirkt, dass durch das lateral-exzentrische Besetzen dieser Schraubenlöcher eine definierte Verschiebung zwischen Platte und Knochen stattfindet. Die bereits im Knochen liegenden medialen Corticalisschrauben wandern beim Festziehen aufeinander zu und erzeugen dadurch eine erhöhte Kompression im Frakturspalt. Die abschließende Besetzung der lateralen Plattenlöcher soll für die Fixierung dieses Zustandes sorgen. Allerdings hat sich an langen Röhrenknochen gezeigt, dass aufgrund der Zugrichtung der lateralen Schrauben der Effekt der zuvor erzeugten dynamischen Kompression wieder verringert wird [vgl. 3.8.5.2 Spaltheilung].^{8,22,24, 33}

3.8.5.2. Spaltheilung

Ein Problem, das sich generell bei einer Plattenosteosynthese stellt, ist das Phänomen der Spaltheilung, wie sie bei Röhrenknochen auf der plattenfernen Seite beobachtet wird. Aufgrund der Zugrichtung der Schrauben an der Plattenseite, weichen die gegenüberliegenden Corticalisenden etwas auseinander [Abb.2] und es findet eine Verlagerung der Knochenstruktur hin zum Implantat statt. Die Folge ist eine veränderte Frakturheilung in diesem Bereich und eine verminderte Stabilität.

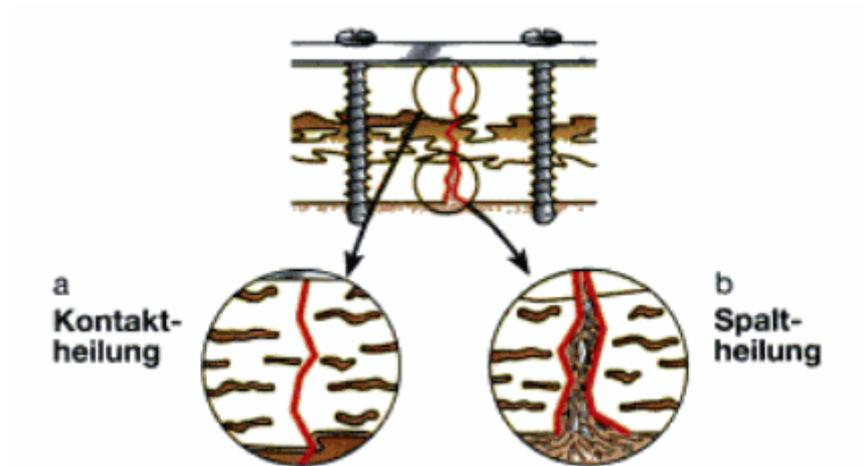


Abb. 2 Prinzip der Spalthheilung einer unangebogenen Platte am langen Röhrenknochen ⁷

Spalthheilung konnte jedoch bei langen Röhrenknochen durch das zentrale Anbiegen der Platte und der damit verbundenen Neuausrichtung der lateralen Schrauben verringert werden. Durch diese veränderte Geometrie des Implantats wird die einwirkende Kompressionskraft auf der Frakturfläche günstig beeinflusst, indem eine vermehrte Kompression auf die plattenferne Corticalis gebracht wird, was eine erhöhte Stabilität der Osteosynthese mit sich bringt [Abb.3].

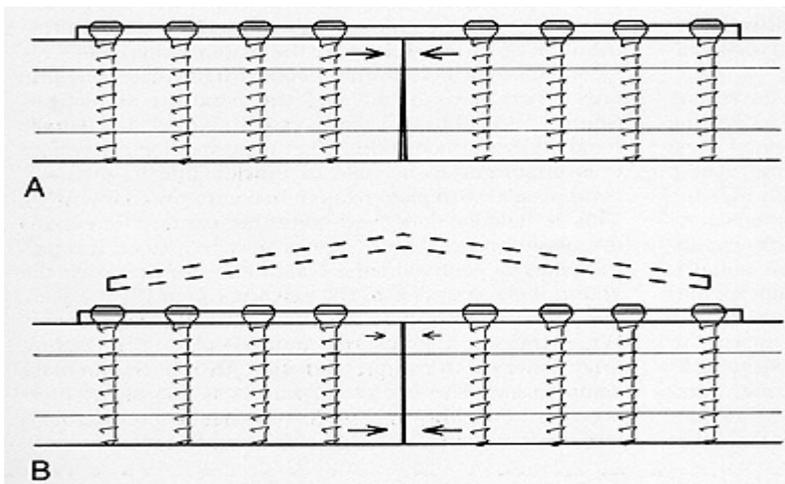


Abb. 3 Der Effekt des Anbiegens ⁹

(A) Kompressionskraft appliziert an einem langen Röhrenknochen durch eine gerade Platte. Es entstehen eine Kompression unterhalb der Platte und ein Spalt auf der gegenüberliegenden Seite.

(B) Eine angebogene Platte erzeugt eine Kompression sowohl auf der gegenüberliegenden Seite als auch und unterhalb der Platte.

Bei Plattensystemen mit dem Prinzip der dynamischen Kompression stellt das zentrale Anbiegen somit sogar eine Voraussetzung für eine biomechanisch korrekte Wirkung dar, weil sonst die platteneigene erzeugte interfragmentäre Kompression der medialen Schrauben durch das Einbringen der lateralen Schrauben wieder vermindert wird ²⁸.
1,7,18,20,44,55

3.8.5.3. Prinzip der Winkelstabilität

Eine weitere neue Technik, die aus biomechanischen Studien hervorgegangen ist und Schraubenlockerungen verringern soll, basiert auf dem Prinzip der Winkelstabilität, bei welchem der Schraubenkopf mittels eigener Gewindeverbindung fest im Plattenloch verriegelt wird. Auf diese Weise soll die Übertragung der Kräfte und Lasten über die gesamte Länge des im Knochen liegenden Gewindes erfolgen [Abb.4], sodass gegenüber der Platte keine Relativbewegung, insbesondere Kippbewegung, unter Belastung mehr auftreten kann. Dieses Wirkprinzip gleicht dem eines Fixateur interne, der eine Stellung erhalten, aber nicht notwendigerweise eine platteneigene interfragmentäre Kompression aufbaut. ^{8,11,22,24,25,41,76}

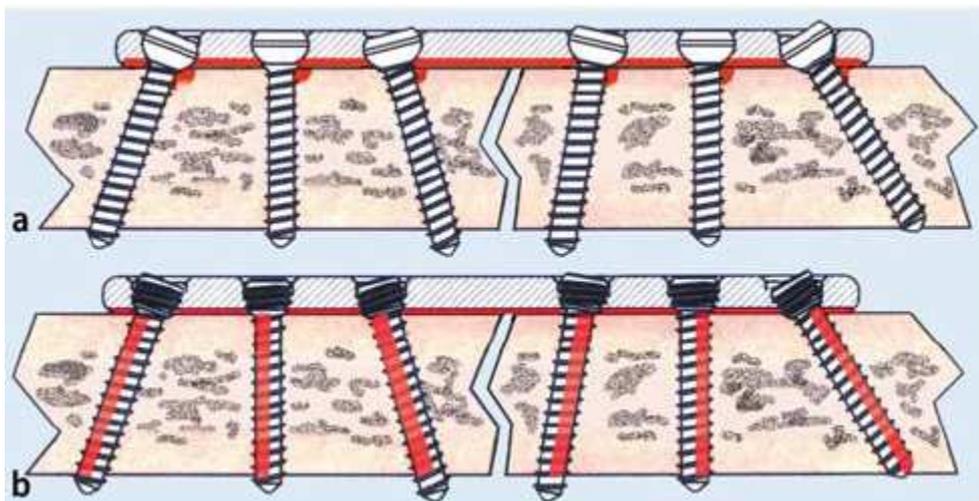


Abb. 4 Das Prinzip der Winkelstabilität: Lastübertragungsbereich (rot) im corticospongiosen Knochen ⁷⁶
a) bei unverblocfter Technik (Übertragung durch Reibhaftung)
b) bei verblocfter Technik

4. Problemstellung

In der Unfallchirurgie stellt sich im Falle einer Osteosynthese in verschiedenen Situationen die Frage nach Art, Form und Anwendung des Materials. Unterschiedliche Methoden und Implantattypen stehen dem Operateur für jede anatomische Region zur Verfügung, doch nicht zu allen gibt es bereits durch biomechanische Studien belegte und klinisch erprobte Empfehlungen. Für die Versorgung der Symphysenruptur hat sich z.B. die Zuggurtungsosteosynthese bei Kindern und die Plattenosteosynthese bei Erwachsenen bewährt und als Standardmethode durchgesetzt^{3,14,23,26,28,29,46,49,57,68}. Auf diese Weise konnte die größte Stabilität im Symphysenspalt erreicht werden^{30,35,36,37,66}. Studien haben gezeigt, dass im Gegensatz zum unbehandelten Zustand sowohl Implantate, die superior des Symphysenspalt, als auch Plattensysteme, die superior und anterior als Doppelverplattung angebracht werden sowie einige weitere Methoden den Spalt in der Symphyse verringern können^{32,61}. Während die Doppelverplattung in Fällen mit gleichzeitiger vertikaler Instabilität des hinteren Beckenrings angewandt wird⁶⁹, wird die klassische Variante der alleinigen Plattenosteosynthese superior der Symphyse in der Regel bei Symphysensprengungen mit einer Diastase von mehr als 2,5cm empfohlen⁵⁰. Die gerade Standardplattenosteosynthese (DCP) bietet zwar oft eine gute DC induzierte interfragmentäre Kompression des oberen Symphysenabschnittes, lässt jedoch auf dem plattenfernen, distalen Bereich eine Aufweitung des Symphysenspalt beobachten [vgl. 3.8.5.2. Spaltheilung], was potentiell minderwertige Narbenbildung auf Distanz zur Folge hat. Dies bildet eine ungünstigere Ausgangssituation um den Dislokationskräften von rund 400N³⁸ entgegenzuwirken und kann somit teilweise für die angegebenen hohen Raten von Implantatversagen mit 5,7%⁵², Implantatlockerungen mit 12 % und Revisionsoperationen mit bis zu 8%⁵¹ verantwortlich sein. Um diese Werte zu verringern und die Rate an chronischen Schmerzen aufgrund von anhaltender postoperativer Instabilität des Beckenrings durch ungenügende ligamentäre Verwachsungen zu senken, kann die Technik des zentralen Anbiegens des Implantats, wie es bei langen Röhrenknochen bereits Standard ist, vermehrt auch auf die Region der Symphyse übertragen werden. Dies soll das Phänomen der Distanzheilung und den Verlust der DC induzierten Kompression durch das Einbringen der lateralen Corticalisschrauben verringern. Außerdem wurden für die Osteosynthesetechnik am Oberrand der Symphyse neue Implantate mit verändertem Design

und Funktion entwickelt. Die neueren so genannten Symphysenplatten sind in ihrer Form der Anatomie der Schambeinkrümmung angepasst und erlauben neben dem dynamischen Kompressionseffekt auch die Nutzung des Prinzips der Winkelstabilität durch eine Gewindeverbindung von Plattenloch und Schraubenkopf. Genauere Aussagen über die Wirksamkeit der neuen Symphysenplatten, den Einfluss von Winkelstabilität und des zentralen Anbiegens lassen sich bislang jedoch nicht treffen, da in der Literatur keine biomechanischen Studien zu finden sind, die auf die Auswirkungen von Implantatgeometrie und -design auf die maximale Kompressionskraft und die erzeugte Kontaktfläche der plattenosteosynthetischen Reposition der Symphyse eingehen.

5. Ziel der Arbeit

Ziel dieser experimentellen Arbeit ist es Implantate zur operativen Versorgung der Symphysenruptur mit unterschiedlicher Geometrie und Design miteinander zu vergleichen, um die Plattenfixationstechnik an der Symphyse nachweislich zu verbessern. Dafür werden die Parameter der Kompressionskraft, der Kontaktfläche, der Kontaktflächenverteilung und der Kraftzentrumswanderung sowie die subjektive Handhabung der verschiedenen Plattensystemen untersucht, um anschließend die drei folgenden Hypothesen bewerten zu können:

- 1.) Der DC Effekt in Kombination mit dem zentralem Anbiegen von Standard DCP 4,5mm Stahlplatten führt zu einer erhöhten Kompressionskraft und besserem Kontakt im Symphysenspalt.
- 2.) Stärkere 4,5mm DCP Stahlplatten führen zu höheren Kompressionen und zu besserem Kontakt, als schmalere, anatomisch geformte 3,5mm Symphysenplatten mit DC Effekt.
- 3.) Die winkelstabile Versorgung der Symphyse mit 3,5mm Symphysenplatten ist in der Lage die ursprüngliche Kompressionskraft der Reposition und die optimale Kontaktfläche zu erhalten und erreichen besser Ergebnisse, als konventionelle 3,5mm Symphysenplatten mit DC Effekt.

6. Material und Methode

6.1. Material

6.1.1. Beckenmodelle

Für die Untersuchungen wurden anatomisch korrekte Beckenmodelle (Modell No.4061, Synbone[®], Malans, Schweiz) ausgewählt. Eine Verwendung dieser Kunststoffmodelle hat sich bereits in vorherigen Arbeiten als sehr praktikabel herausgestellt^{16,63,64}. Auf diese Weise ist gewährleistet, dass Becken mit immer gleichen Form- und Materialeigenschaften vorliegen, um eine möglichst hohe Reproduktivität und Vergleichbarkeit der Versuche zu erzielen, und eine ausreichende Stückzahl zur Verfügung steht. Außerdem ist eine leichte Handhabung gegeben und der Beschaffungspreis erschwinglich. Für unseren Zweck wurden die Beckenmodelle bereits ohne Symphysenverklebung geliefert.

6.1.2. Discus interpubicus

Der Discus interpubicus ist eine aus Faserknorpel bestehende bandscheibenartige Struktur, welche die Funktion des Puffer im Symphysenspalt übernimmt. Er wird durch ligamentäre Verwachsungen in seiner Position gehalten und schließt so den vorderen Beckenring. Zur Simulation dessen Eigenschaften wurde je eine 1mm dicke Polyurethanschicht (Doppelklebeband, Artikelnr.55740-01, Tesa[®], Beiersdorf, Hamburg) an den beiden Schambeinästen befestigt. Dieses Material erschien am geeignetsten, da das Elastizitätsmodul für Polyurethan mit 2-10 MPa in der gleichen Größenordnung liegt, wie die in der Literatur angegebenen Werte für Bandscheibenmaterial (Intervertebral disc)^{53,59}, welches der Struktur des Discus interpubicus am ähnlichsten ist.

6.1.3. Implantate

Bei den Versuchen wurden drei Plattenosteosynthesesysteme aus Stahl mit unterschiedlichem Design und Wirkprinzip verwendet [Abb.5] und in veränderter Geometrie in fünf Versuchsgruppen unterteilt [Tabelle 1]. Zum einen handelte es sich um eine gerade Standard 4-Loch 4,5mm Großfragment Platte mit dynamischem Kompressionseffekt (Dynamic Compression Plate) in 0° und um eine weitere in von uns

initiiertes 10° zentraler Biegung, zum anderen um zwei unterschiedliche, neuere 6-Loch 3,5mm Kleinfragment Symphysenplatten (Synthes[®], Oberdorf, Schweiz).

Im Gegensatz zu den häufig eingesetzten, stärkeren 4,5mm DCP weisen die neueren 3,5mm Symphysenplatten im Design eine anatomische Passform entsprechend der Schambeinkrümmung auf, was das Einbringen der lateralen Schrauben erleichtern und somit die Reposition und Retention verbessern soll. Eine der beiden verwendeten Symphysenplatten lässt sich in zwei Varianten mit unterschiedlichem Wirkprinzip nutzen. Sie verfügt über einen dynamischen Kompressionseffekt der zwei medialen Schraubenlöcher und in Bezug auf die vier lateralen Löcher sowohl über die Möglichkeit des Einbringens von Corticalisschrauben (Symphysis Compression Plate), als auch von winkelstabilen Schrauben (Symphysis Compression-Locking Plate) als sog. Kombiplatte. Dieses Modell wurde ebenfalls von uns zentral um 10° abgebogen.

Die zweite Symphysenplatte ist eine komplett winkelstabile Implantat (Symphyseal Locking Plate) aller sechs Schraubenlöcher, welches nicht abgebogen wurde. Da bei rein winkelstabilen Platten aufgrund der Gewindeverbindung von Schraubenkopf und Plattenloch keine Relativbewegung mehr stattfinden kann, verspricht dieses System die Aufrechterhaltung der initial angelegten Repositions- und Retentionsparameter während der Fixierung.

Im Gegensatz dazu weisen alle anderen Implantate einen DC Effekt der medialen Schraubenlöcher auf, der die interfragmentäre Kompression erhöhen soll, welcher jedoch durch das Einbringen der lateralen Schrauben wieder vermindert werden kann. Eine Fragestellung dieser Studie ist darum, ob eine veränderte Geometrie der Platte eine günstigere Wirkung auf den Stabilisierungseffekt hat. Dafür wurde eine 4,5mm DCP zentral um 10° angeboten und mit den Werten der Platte desselben Designs als Referenzgruppe in 0° Stellung verglichen. Da zur Bewertung der zweiten Hypothese die stärkere 4,5mm DCP in 10° Stellung der schmaleren und anatomisch geformte 3,5mm Symphysenplatten des gleichen Wirkprinzips (SCP) und in gleicher Geometrie gegenübergestellt wird, um den Einfluss des Implantatdesigns zu untersuchen, entfällt für diesen Plattentyp die Referenzgruppe.

Die Kombiplatte bietet mit anatomischer Passform, DC Effekt der medialen und der Variante der Winkelstabilität der vier lateralen Schraubenlöcher (SC-LP) sowie zentraler Anbiegung alle Konzepte, die in der Biomechanik entwickelt wurden, um die Plattenosteosynthesetechnik an der Symphyse zu sichern. Ob das Prinzip der Winkelstabilität in dieser Form oder als rein winkelstabiles Modell (SLP) der konventionellen Symphysenplatte mit DC Effekt und zentraler Anbiegung (SCP) überlegen ist, wird im dritten Teilabschnitt geprüft.



Abb. 5 Implantatmodelle

- a) 4,5mm DCP (“Dynamic Compression Plate”)
- b) 3,5mm SCP (“Symphysis Compression Plate”) /
SC-LP (“Symphysis Compression-Locking Plate”)
- c) 3,5mm SLP (“Symphyseal Locking Plate”)

Versuchsgruppen:

	Wirkprinzip	Implantatdesign	Geometrie	Schrauben
Gruppe I	DCP	4 Loch - 4,5 Großfragment	0°	4 Corticalisschrauben (4,5mm) =Referenzgruppe
Gruppe II	DCP	4 Loch - 4,5 Großfragment	10°	4 Corticalisschrauben (4,5mm)
Gruppe III	SCP	6 Loch - 3,5 Kleinfragment	10°	6 Corticalisschrauben (3,5mm)
Gruppe IV	SLP	6 Loch - 3,5 Kleinfragment	0°	6 winkelstabile Schrauben (3,5mm)
Gruppe V	SC-LP (Kombiplatte)	6 Loch - 3,5 Kleinfragment	10°	2 Corticalisschrauben - medial (3,5mm), 4 winkelstabile Schrauben - lateral (3,5mm)

Tabelle 1 Übersicht über die fünf Versuchsgruppen (n=30).

Man beachte, dass es sich beim Implantat der Gruppen III und V um dieselbe Platte [Abb.5, b)] handelt, welche sich in der Verwendung der lateralen Schraubentypen und damit dem Wirkprinzip unterscheidet.

6.1.4. Systemkomponenten

Für die Analyse unserer Experimente wurde das I-Scan[®] System (Tekscan Inc., 307 West First Street, South Boston, MA) verwendet, mit dem es möglich ist dynamische und statische Kraft- und Druckmessungen in Echtzeit (real-time) als Konturenmodell darzustellen und direkt auf einen Computer zu übertragen. Das I-Scan[®] System besteht aus drei Komponenten: Microsoft (MS) Windows[™] -based I-Scan[®] Software, einem Sensor und der dazugehörigen Hardware („Evolution handle“).

6.1.4.1. Hardware

Die Übertragung der Messung vom Sensor zum Computer erfolgte mittels der so genannten „Evolution Handle“ mit angeschlossenem USB Kabel [Abb.6]. Diese hat auf ihrer Oberseite einen Griff, der in der geöffneten Position die Kontaktnadeln im Inneren auseinanderzieht und so die Einführung des Verbindungsendes des Sensors ermöglicht.



Abb. 6 Evolution Handle

(<http://www.tekscan.com/pressure-distribution-measurement-system>) (8/2011)

6.1.4.2. Sensor

Der verwendete Tekscan Sensors (Model 9856N) [Abb.7] ist eine sehr dünne, flexible Folie mit 928 eingebauten Sensoren, die in Zeilen und Spalten als Gitter in einem aktiven Messareal angeordnet sind und welche über elektrischen Widerstand Druck- und Kraftveränderungen auf der Oberfläche des Sensors messen. Die Kompression führt zu einer Verringerung des Widerstandes der sensorischen Elemente umgekehrt proportional zum applizierten Druck. Das Messareal des Sensors ist über leitfähige Elemente mit dem Verbindungsende, welches mit der „UP“ beschrifteten Seite nach oben in die Übertragungseinheit eingeführt wird, verbunden.

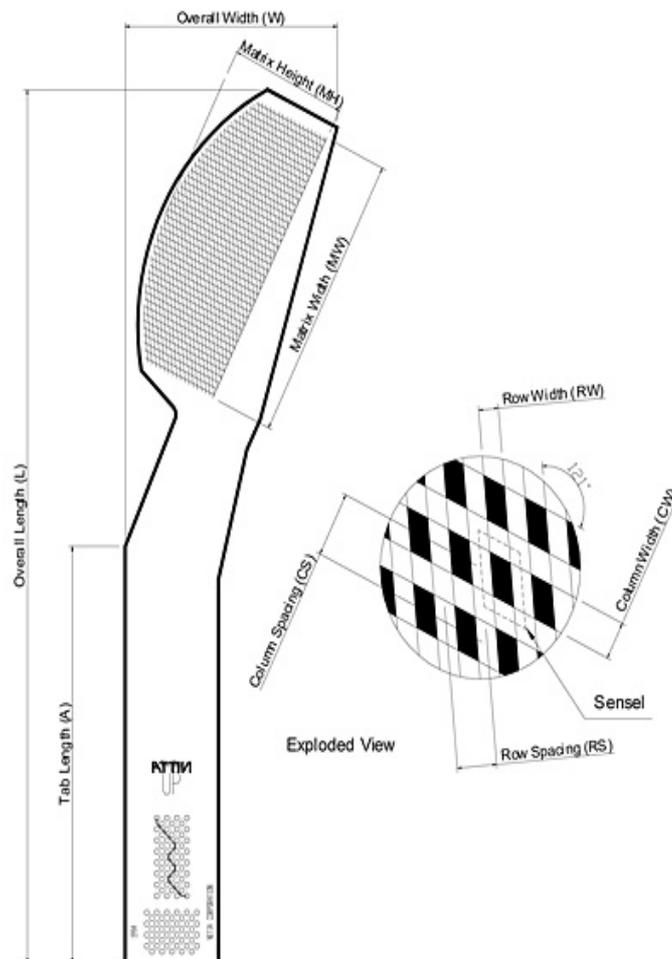


Abb. 7 Sensor Model: 9856N

(<http://www.tekscan.com/9856N-pressure-sensor>) (8/2011)

6.1.4.3. Software

Mit der I-Scan[®] Software (Version 5.90) können die in real-time aufgezeichneten Messungen direkt dargestellt und für spätere Ansicht als Film und ausführliche Analyse abgespeichert werden. Es ist eine Veränderung des Druckbereichs, umfangreiche Auswertung in Graphen und das Exportieren als ASCII Datei zur Nutzung mit anderen Programmen möglich.

6.1.5. weiteres Material

- Luer
- Körner
- Weber-Zange / Repositionszange
- herkömmlicher Akkubohrer /-schrauber mit einstellbarer Drehmomontbegrenzung
- 6-kant und Stardrive Schraubendreher (Torx)
- Corticalisschrauben (4,5mm und 3,5mm)
- winkelstabile Schrauben (3,5mm)

6.2. Methodik

6.2.1. Vorbereitung

6.2.1.1. Die Beckenmodelle wurden entsprechend nach AO Klassifikation als Typ 61-B1.1 definierte Verletzung präpariert. Da durch das Weglassen des Discus interpubicus (Symphysenverklebung) vom Werk aus die Symphysenruptur bereits gegeben war, wurden hierfür noch die beiden hinteren Schrauben, welche die SI-Gelenke fixieren, entfernt sowie auf einer Seite die Kunststoffverklebung ventral gelockert. Dies simulierte die Zerreißung der ventralen sakroiliakalen Bandverbindungen, was zu einer aufklappenden Instabilität führte. Das Polyurethanband wurde in 40x19x1mm Stcke geschnitten und jeweils als eine Schicht auf beiden Schambeinäste geklebt, um eine Pufferung als Ersatz des Discus Interpubicus und Knorpels zu erreichen. Desweiteren wurden die Becken auf Höhe von 2,5cm distal des oberen Symphysenrandes, was der Hälfte der Längsausdehnung der Symphyse der Beckenmodelle entspricht, anterior und im zentralen Bereich der Foramina obturatoria (Os pubis) in der Frontalebene mit Hilfe einer Schablone markiert und mit einem Luer eingekerbt, um eine reproduzierbare und sichere Position der Repositionsklemme während der Reposition (Phase 1) zu gewährleisten.

6.2.1.2. Im Vorfeld der Versuche wurden **die Implantate** wie folgt vorbereitet:

Eine der beiden 4,5mm DCP sowie das Implantat für die Gruppen III (SCP) und V (SC-LP) wurde zentral um 10° angebogen. Dies wurde mit einem digitalen Goniometer (Bevel Box 451, Anyi, Guangxi, China) berprft [Abb.8]. Die andere 4,5mm DCP wurde als Referenzplatte in 0° Stellung belassen und auch die rein winkelstabile Platte (SLP) wurde nicht angebogen. Außerdem wurden alle Platten oben mittig mit einer Linie markiert um die Position genau über dem Symphysenspalt für die Versuche zu standardisieren und eine genauere Reproduzierbarkeit zwischen den einzelnen Versuchen einer Gruppe zu garantieren [Abb.9].

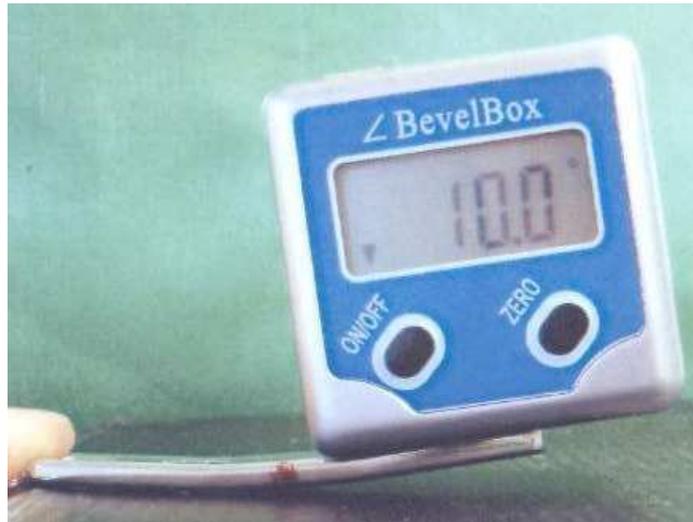


Abb. 8 Kontrolle des Biegewinkels der DCP 4,5mm mittels digitalem Goniometer



Abb. 9 Zentral markierte um 10° angebogene DCP

6.2.1.3. Der Sensor muss vor dem ersten Gebrauch im Versuch konditioniert und kalibriert werden, den Anweisungen des Herstellers und den Beschreibungen in vorherigen Arbeiten folgend^{16,43}. Die Konditionierung des Sensors erfolgte durch das Einspannen der Folie zwischen zwei mit Gummi überzogenen Aluminiumplatten und Beladung dieser mit 120% der maximal erwarteten Kraft (600N). Dies wurde in fünf Zyklen unter Verwendung einer Materialprüfmaschine (Zwick Z020, Ulm, Germany) durchgeführt. Eine softwareunterstützte 2-Punkt Kalibrierung wurde vorgenommen, indem der Sensor mit 50 und 500N unter den gleichen Voraussetzungen wie während der Experimente mit einem Modell der Symphyse von Synbone[®] eingebettet in Zement (Technovit 3040, Heraeus Kulzer, Werheim, Germany) als Phantom belastet wurde. Die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit des Sensor Film Systems ist bereits in mehreren Publikationen beschrieben worden^{6,75}.

6.2.2. Vorversuche

6.2.2.1. Scan der Symphyse

Mit dem Scan der Symphyse der Beckenmodelle wurde der Mittelpunkt zur Zangenanlage überprüft. In den Scans konnte bestätigt werden, dass sich die mit der Schablone gesetzten Markierungen auch tatsächlich in der Mitte der Längsausdehnung der Symphyse befanden.

Desweiteren konnte mit dem Scan die Oberfläche des Symphysenabdrucks rechnerisch ermittelt werden. Mit Hilfe eines wissenschaftlichen Vermessungsprogramm (Image J, NIH, USA) wurde eine maximale Kontaktfläche von im Durchschnitt 440mm^2 (SD ± 17 , max 460mm^2 , $n=5$) ermittelt. Dies entspricht dem Wert der als Kontaktfläche theoretisch experimentell erreicht werden kann.

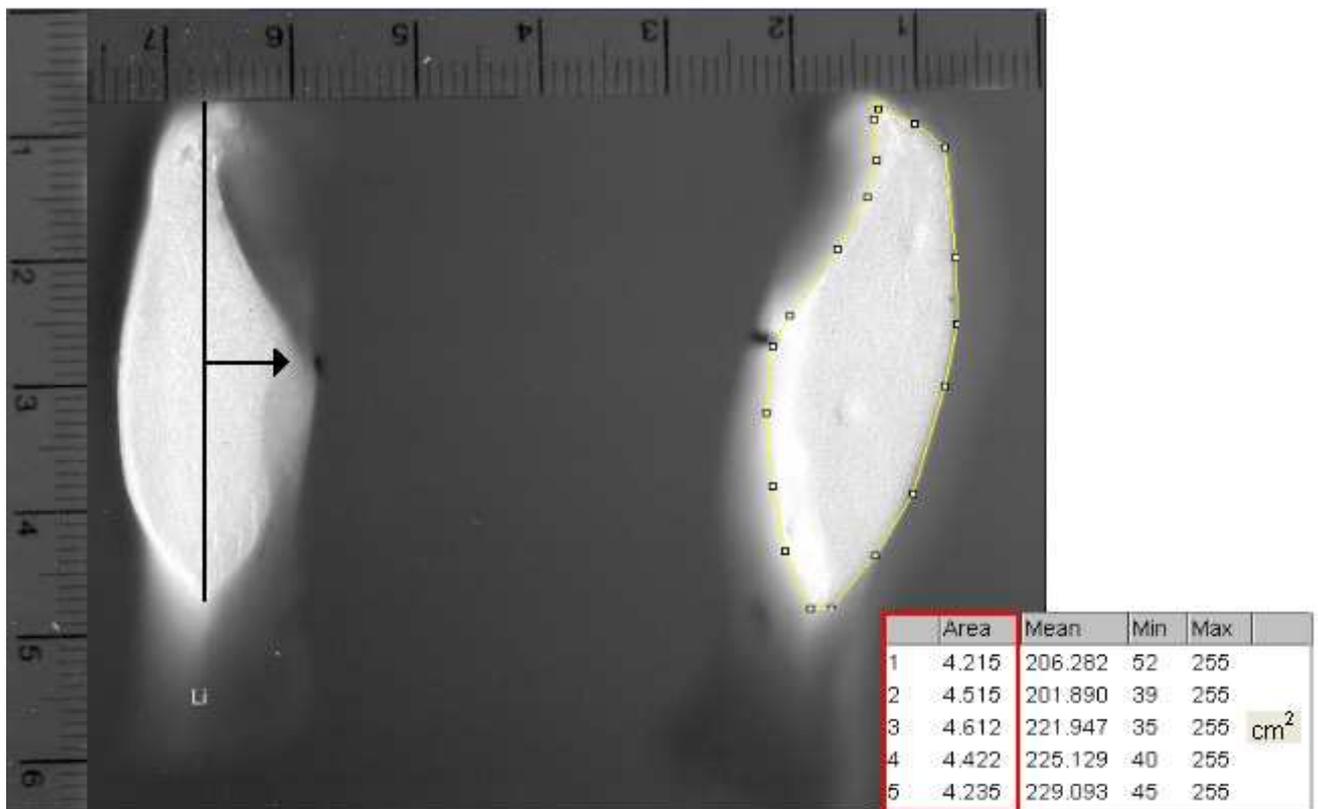


Abb. 10 Scan der Symphyse eines Beckenmodells. Durch die Messung der Längsausdehnung konnte die mittig-anteriore Markierung zur Zangenanlage überprüft und die Oberfläche rechnerisch ermittelt werden (Image J, NIH, USA). Die durchschnittliche Kontaktfläche liegt bei 440mm^2 .

6.2.2.2. Kraft-Wirkungs Kurve

Um die Kompressionseinwirkung der Weber-Zange am definierten Mittelpunkt der Symphyse zu beurteilen, wurde die Kontaktfläche in Abhängigkeit zur Kompressionskraft gemessen und in der Kraft-Wirkungs Kurve wiedergegeben. Anschließend wurde die Kraft ermittelt, die benötigt wird, um 85% der Kontaktfläche herzustellen.

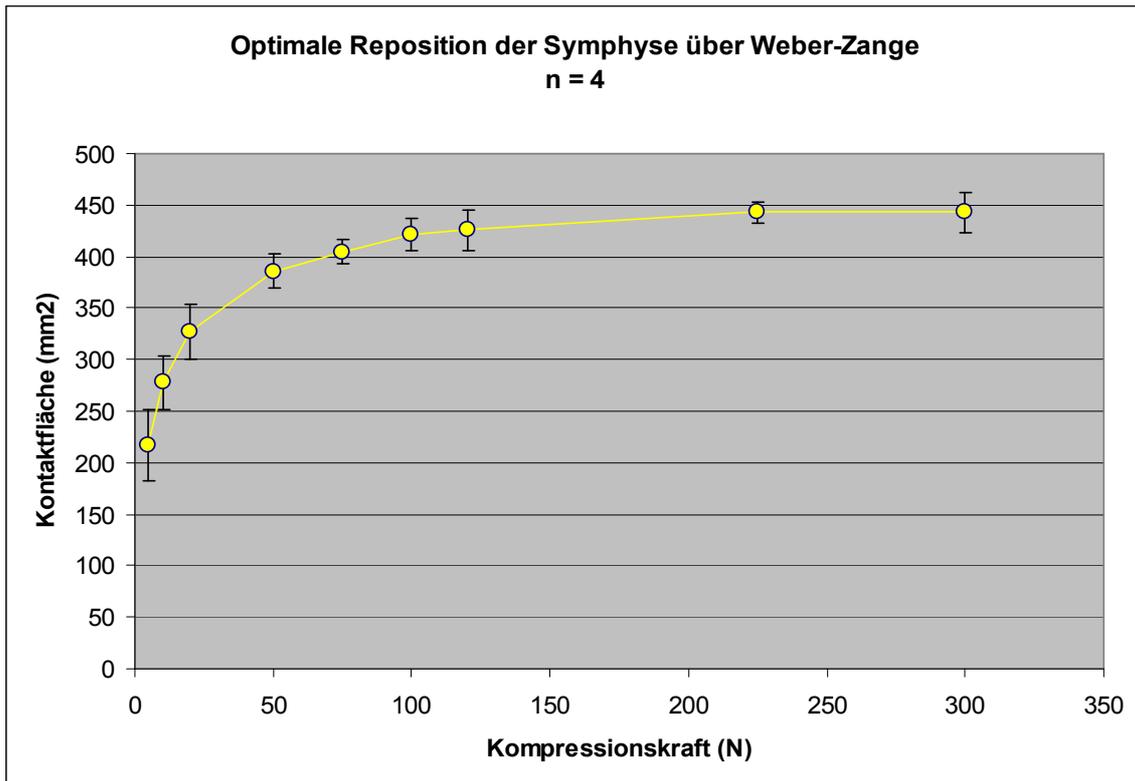


Abb. 11 Kompressionseinwirkung an der Symphyse über eine optimale Reposition durch die Weber-Zange am definierten Mittelpunkt. Linie entspricht der rechnerisch ermittelten maximalen Kontaktfläche von im Durchschnitt 440mm. Mit rund 50N ist eine Reposition mit 85% der maximalen Kontaktfläche möglich.

6.2.3. Set up

Der Versuchsaufbau erfolgte mit den unter 6.1. aufgeführten Materialien wie auf Abbildung 12 dargestellt. Für jede der fünf Versuchsgruppen wurden die gemessenen Daten von insgesamt sechs Beckenmodellen in die Wertung genommen (n=30).

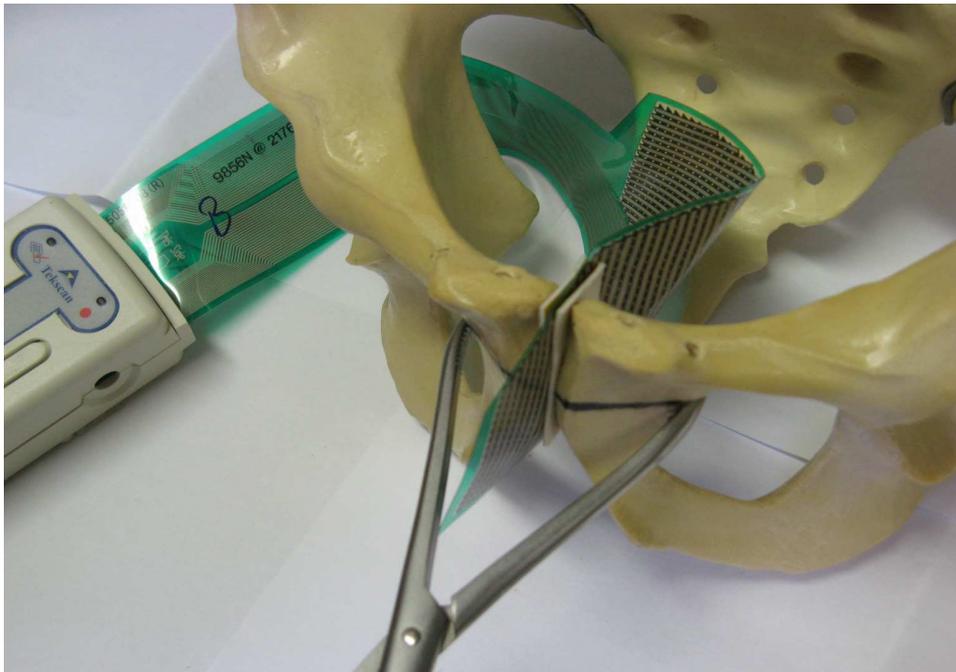


Abb. 12 Versuchsaufbau einer nach AO Klassifikation Typ 61-B1.1 simulierten Verletzung am Kunststoffmodell (Synbone® 4061), reponiert mittels Weber-Zange und Sensormessfolie in situ (Phase 1)

6.2.4. Ablauf eines Versuchs

Der experimentelle Versuchsablauf eines Beckenmodells wurde in vier Phasen eingeteilt, die denen einer Operation entsprechen (Phase 1 = Reposition; Phase 2 = DC Effekt bzw. Einbringen der medialen Schrauben; Phase 3 = Einbringen der lateralen Schrauben; Phase 4 = Osteosynthesenabschluss). Am Schluss jeder Phase wurde der jeweilige Zustand mit ca. 30 Bildern aufgezeichnet, was in etwa 1-2 Sekunden entspricht, und zur späteren Auswertung abgespeichert.

Zeitpunkte

Phase 1: Reposition

Zu Beginn wurde die Sensorfolie in den Symphysenspalt eingebracht und anschließend die Zange an den zuvor markierten Stellen locker im Foramen obturatorium angesetzt. Auf diese Weise konnte eine anatomische Reposition der Verletzung erreicht werden. Mit Hilfe der Zange wurde nun eine interfragmentäre Vorspannung („Baseline“) von 50 N für Gruppen I, II, III und V bzw. 350 N für die rein winkelstabile Platte der Gruppe IV [vgl. 7.1 Kompressionskraft] angelegt und mittels real-time Darstellung am Bildschirm kontrolliert.

Phase 2: DC Effekt bzw. Einbringen der medialen Schrauben

Als nächster Schritt erfolgte das Markieren der Bohrlöcher. Dafür wurde die Platte superior der Symphyse mit der zentral markierten Linie auf dem Implantat mit dem Symphysenspalt übereinstimmend aufgelegt. Es wurde darauf geachtet, dass die medialen Schraubenlöcher mit dynamischem Kompressionseffekt lateral-exzentrisch und alle anderen zentral angezeichnet wurden. Darauf folgte das Ankönnen der Markierungen. Für die Gruppe IV wurde die Bohrung durch die Schraubenlöcher der Platte mit Hilfe der dafür vorgesehenen Bohrhülse, die in das Plattenlochgewinde eingedreht wird und den Winkel vorgibt, durchgeführt. Anschließend wurde zum Fixieren der Platte für die medialen Schraubenlöcher der Gr. I und II 4,5mm und für die Gr. III und V 3,5mm Corticalisschrauben eingebracht und festgezogen, was den DC Effekt ausbildet. Die Verschraubung der Gr. V erfolgte mit 3,5mm winkelstabilen Schrauben, die sich mittels Gewindeverbindung fest im Implantat verriegeln. Für alle Schrauben wurde ein drehmomentbegrenzter Akkuschrauber verwendet (3Nm).

Phase 3: Einbringen der laterale Schrauben

Die dritte Phase betrifft die lateralen Schrauben. Die Bohrungen der Löcher wurden bei aufliegender Platte entsprechend der Schraubenlöcher entweder ohne für die Corticalisschrauben oder mit Bohrhülse für die winkelstabilen Schrauben der Gruppen IV und V durchgeführt. Im Anschluss wurden die Bohrlöcher der Gr. I und II mit 4,5mm Corticalisschrauben, der Gr. III mit 3,5mm Corticalisschrauben und der Gr. IV und V mit 3,5mm winkelstabilen Schrauben besetzt und festgezogen.

Phase 4: Osteosynthesenabschluss

Die letzte und entscheidende Phase entstand nach dem Entfernen der Repositionszange und erneuten Festziehen aller Schrauben. Diese Phase wurde als Osteosynthesenabschluss bezeichnet [Abb.13].



Abb. 13

Versuchsaufbau der Plattenosteosynthese einer nach OA Klassifikation Typ 61-B1.1 simulierten Verletzung am Kunststoffmodell (Synbone® 4061), reponiert mit einer Symphysenplatte und Sensorfolie in situ. Zentrale Markierungen am Implantat halfen während der Versuche eine genaue Reproduzierbarkeit herzustellen.

Abschließend wurden die Implantate wieder entfernt und die Beckenmodelle auf Fehllage der Schrauben und entstandene Brüche im Material untersucht. Insgesamt mussten für jede der fünf Versuchsgruppen mehr als die im Versuchsaufbau angegebenen sechs Experimente durchgeführt werden, da nur unbeschädigte Beckenmodelle mit korrekter Schraubenlage ausgewertet wurden.

6.2.5. Parameter

Für die Auswertung wurden die vier objektiven Parameter Kompressionskraft, Kontaktfläche, Kontaktflächenverteilung und Kraftzentrumswanderung betrachtet, welche anschließend eine Aussage über die Qualität der Osteosynthese ermöglichen sollen. Desweiteren wurde die Handhabung der einzelnen Implantatmodelle als ein subjektiver Parameter mitberücksichtigt.

6.2.5.1. Kompressionskraft

Der erste Parameter der Kompressionskraft beschreibt die maximal erreichte Kraft, die im Symphysenspalt erzeugt wird. Sie wurde während der vier oben beschriebenen Phasen mittels I-Scan[®] in real-time Darstellung gemessen und aufgezeichnet. Die Adaptation der Schambeinäste mit möglichst hohen Werten in der Kompressionskraft bildet eine wichtige Voraussetzung für eine stabile Osteosynthese.

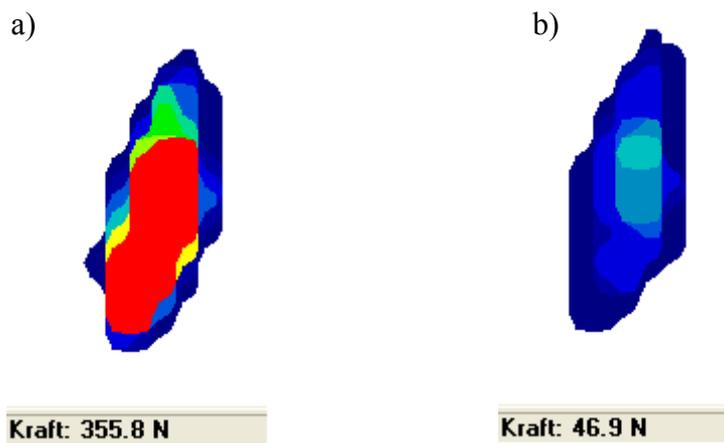


Abb. 14 Darstellung der Messung der Kompressionskraft im Symphysenspalt am Beispiel des rein winkelstabilen Plattenmodells der Gruppe IV (Messung 5) (Tekscan Sensors Model 9856N, I-Scan[®] Software (Version 5.90))

a) Phase 1: hohe angelegte Vorspannung mittels Repositionszange
 b) Phase 4: deutlicher Abfall der Kompressionskraft bei erhaltener Kontaktfläche

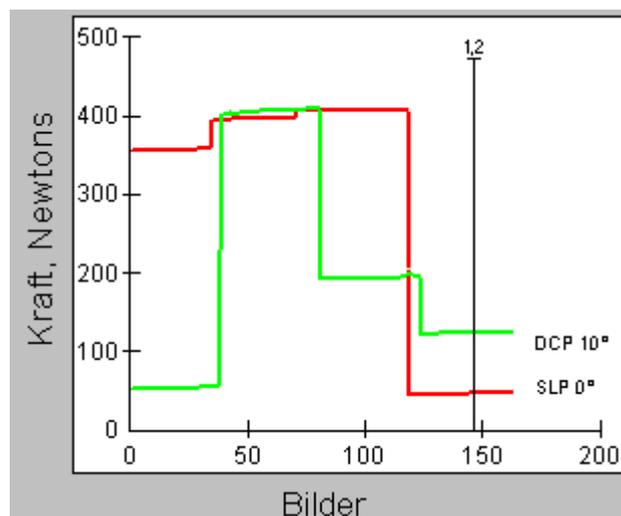


Abb. 15 Graphische Darstellung der Kompressionskraft in den vier Phasen des Experiments:
 grün: DCP 10° (Gr. II, Messung 2), rot: SLP (Gr. IV, Messung 5)

6.2.5.2. Kontaktfläche

Auch der zweite Parameter der maximalen Kontaktfläche wurde während der Durchführung der Versuche aufgezeichnet. Er zeigt die Kontaktfläche an, welche in der gesprengten Symphysenfuge während und nach der Reposition erreicht und gehalten werden kann. Je größer die Kontaktfläche, desto ausgedehnter und sicherer würde eine anschließende ligamentäre Verwachsung verlaufen. Das in den Vorversuchen ermittelte durchschnittliche Ausmaß der Symphyse der Beckenmodelle von 440mm^2 entspricht dem Wert der theoretisch experimentell erreicht werden kann. Die maximale Kontaktfläche, die für jeden Versuch bestimmt wurde, wird auch als individueller Symphysenabdruck bezeichnet.

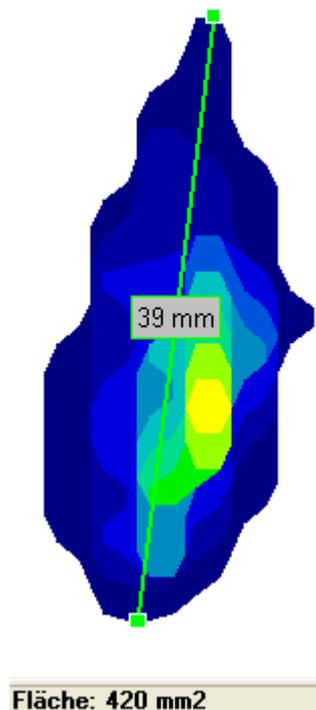


Abb. 16 Bestimmung und Ausmessung des individuellen Symphysenabdrucks anhand der maximalen Kontaktfläche im Symphysenspalt am Beispiel der Gruppe II (Messung 2). (Tekscan Sensors Model 9856N, I-Scan[®] Software (Version 5.90))

6.2.5.3. Kontaktflächenverteilung

Als dritten Parameter wurde die Kontaktflächenverteilung untersucht. Diese ergibt sich aus der Konfigurationsveränderung der Kontaktfläche im Verlauf des Experiments und kann nachträglich bestimmt werden. Die während der Phasen 1 und 4 aufgezeichneten Darstellungen der Kontaktfläche wurden postexperimentell ausgemessen und auf den individuell gemessenen Symphysenabdruck bezogen. Auf diese Weise wird deutlich wie die Kontaktfläche bei einer horizontalen Dreiteilung der Gesamtfläche des Symphysenabdrucks prozentual in diesem verteilt ist. Hierbei beschreibt der Bereich „kranial“ das oberste Drittel, welches direkt unterhalb des Implantats liegt, „zentral“ das mittlere Drittel und „kaudal“ den am weitesten von der Platte entfernten Anteil. Je gleichmäßiger die Belastungsfläche über alle Drittel der Symphyse verteilt ist, desto größer ist die Wirkung der eingebrachten Osteosynthese. Eine Verschiebung der Kontaktfläche in den kranialen mit verminderten Werten im kaudalen Bereich oder gar nicht messbarem kaudalen Kontakt weist auf eine asymmetrische Reposition und ein gewisses Klaffen im plattenfernen Bereich hin und ergibt evtl. eine schlechtere Voraussetzung für eine narbige Heilung [vgl. 3.8.5.2. Spaltheilung].

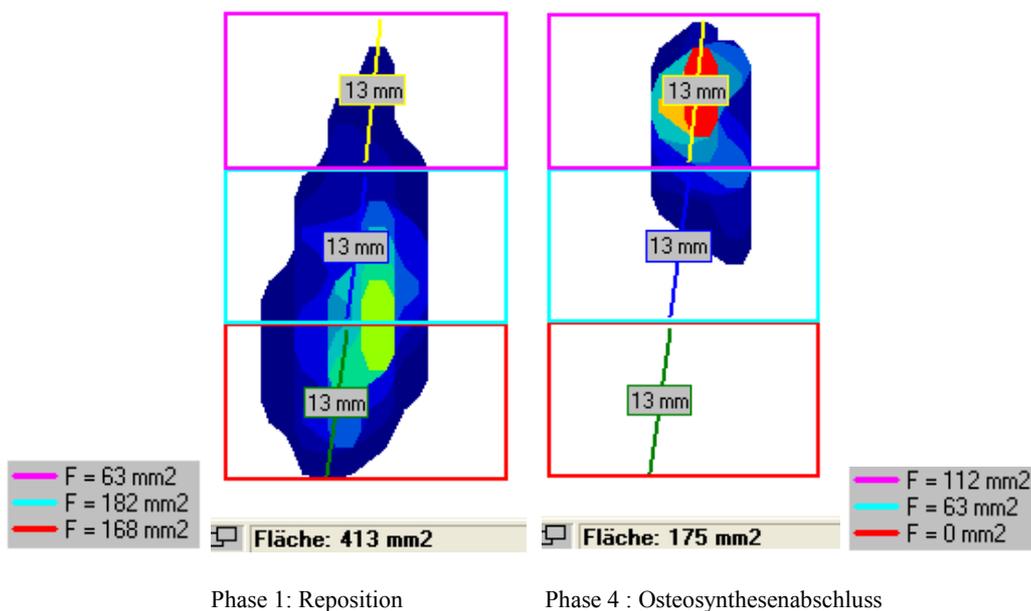


Abb. 17 Während eines Experiments in Phase 1 und in Phase 4 aufgezeichnete Bilder am Beispiel der Gruppe II (Messung 3) (Tekscan Sensors Model 9856N, I-Scan® Software (Version 5.90)). Nachträgliche Ausmessung der Kontaktfläche in den drei Bereichen des individuellen Symphysenabdrucks. Deutlich sichtbare Veränderung der Kontaktflächenverteilung mit Zunahme des kranialen und vollständigen Verlusts des kaudalen Anteils.

6.2.5.4. Kraftzentrumswanderung

Der Parameter der Wanderung des Kraftzentrums wurde softwaregestützt ausgewertet. Das Kraftzentrum lässt sich nachträglich einblenden und beschreibt in wie weit des Zentrum der maximalen Kraft nach der Reposition im Laufe der Fixierung seine Position verlagert und spiegelt die Lokalisation der Gesamteinwirkenden Kräfte durch die Osteosynthese wieder. Es wird genau wie die Kontaktflächenverteilung über die horizontale Dreiteilung des individuellen Symphysenabdrucks ausgewertet und als relative Lage des Kraftzentrums im Verhältnis zur Symphysenlängsausdehnung (%) angegeben. Wandert das Kraftzentrum deutlich in den kranialen Bereich des Symphysenspalt kann sich dies biomechanisch ungünstiger auf eine optimale Plattenfixation auswirken, als eine geringere Wanderung oder ein Verbleib des Kraftzentrums im zentralen Anteil, bei welchen die Kräfte gleichmäßig verteilt werden.

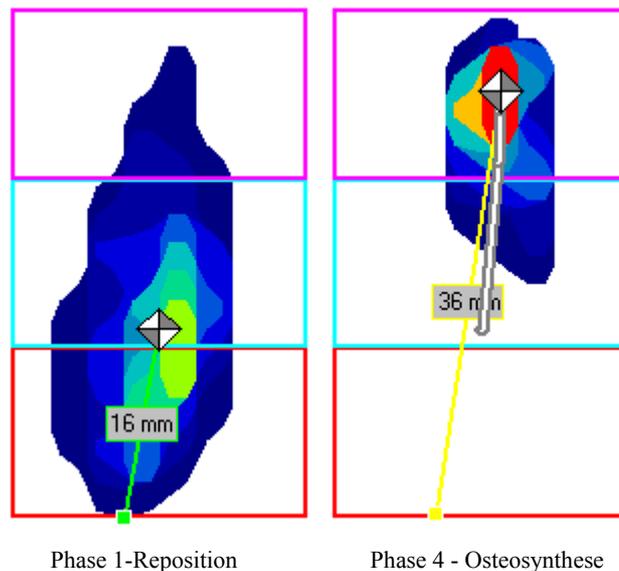


Abb. 18 Während eines Experiments in Phase 1 und in Phase 4 aufgezeichnete Bilder am Beispiel der Gruppe II (Messung 3) (Tekscan Sensors Model 9856N, I-Scan® Software (Version 5.90)). Nachträglicher Darstellung der Kraftzentrumswanderung in den drei Bereichen des individuellen Symphysenabdrucks. Deutlich sichtbare Wanderung des Kraftzentrums in den kranialen Anteil.

6.2.5.5. subjektive Handhabung

Der Parameter der subjektiven Handhabung wurde mit in die Auswertung genommen, weil die unterschiedlichen Plattensysteme Vor- und Nachteile in der Handhabung mit sich brachten, welche für die Bestimmung des bestmöglichen Implantats ebenfalls von Bedeutung sein könnten. Die einzelnen, während der Experimente aufgefallenen Aspekte wurden unmittelbar als Notizen zur späteren Beurteilung festgehalten.

6.2.6. Datenerhebung, Auswertung und Statistik

Die gemessenen Daten wurden mit Hilfe des Statistikprogramms SigmaStat 3,5 (Systat, Deutschland) ausgewertet, welches deskriptiv die Statistik als Median, Spanne (min-max) und Quartile (25%; 75%) angibt, da eine Normalverteilung nicht überall vorlag. Signifikante Unterschiede mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$, falls nicht anders erwähnt, wurden zwischen den unterschiedlichen Phasen einer Gruppe mit Repeated Measures ANOVA on Ranks (Friedman) mit Bonferroni Korrektur oder Wilcoxon Signed Rank Test und beim Vergleich von Zeitpunkten (Phasen) mehrerer Gruppen mit Kruskal-Wallis ANOVA on Ranks mit post-hoc Student-New-Keuls Test ermittelt [vgl. 12. Anlage Tabellen Signifikanzen].

7. Ergebnisse

Um die unter Punkt 5 definierten Hypothesen bewerten zu können, wurden insgesamt drei verschiedene Implantattypen nach fünf verschiedenen Osteosynsetechniken in fünf Versuchsgruppen [vgl. Tabelle 1] verglichen und mit jeweils sechs Beckenmodellen in die Auswertung genommen. Betrachtet wurden der Einfluss von Implantatgeometrie und –design über den gesamten Zeitraum der Plattenfixation auf die sowohl objektiv messbaren Parameter der erreichten Kompressionskraft, der Kontaktfläche (primäre Parameter) und der Kontaktflächenverteilung und der Kraftzentrumswanderung im Symphysenspalt (sekundäre Parameter), als auch subjektive Eindrücke in Bezug auf die Handhabung der unterschiedlichen Implantate. Eine optimale Plattenosteosynthese wurde mit möglichst hohen Werten in den Parameter der Kompressionskraft und Kontaktfläche bzw. einer homogenen Verteilung der Kontaktfläche über den ganzen Symphysenabdruck und einer dauerhaften zentralen Lokalisation des Kraftzentrums definiert. Weil für den Parameter der Kompressionskraft die Veränderungen der Werte durch den DC Effekt und das Einbringen der lateralen Schrauben von besonderem Interesse sind, werden dort alle vier Phasen betrachtet. Für die drei anderen Parameter werden anschließend lediglich die beiden wichtigsten Phasen 1 und 4, die Reposition zu Beginn und der Osteosynthesenabschluss, beschrieben. Alle Werte werden in Median und Spanne (min-max) oder Quartile (25%; 75%) angegeben. In den Diagrammen werden die Signifikanzen als Symbol dargestellt. Dies jedoch lediglich von ausgewählten und gleichzeitig unterhalb des angegebenen Signifikanzniveaus liegenden Werten [vgl. 12. Anlage Tabellen Signifikanzen].

7.1. Kompressionskraft

Für alle Gruppen mit der Möglichkeit der platteninduzierten dynamischen Kompression (Gr. I (DCP 0°), Gr. II (DCP 10°), Gr. III (SCP 10°), Gr. V (SC-LC 10°)) waren die Baseline Bedingungen in Phase 1 identisch. Mit Hilfe der Weber-Zange wurde eine Kompressionskraft von rund 50N (Median 54N, Quartile 52N; 56N) angelegt. Dieser Wert wurde gewählt, da er in einer vorher angelegten Kraft-Wirkungskurve 85% der rechnerisch durchschnittlichen Kontaktfläche des Symphysenabdrucks (440mm²) erreicht [vgl. 6.2.2. Vorversuche], somit noch eine ausreichende Spanne für die Messungen zulässt und gleichzeitig eine feste Reposition erlaubt. Davon abweichend erhielt die rein

winkelstabile Platte der Gr. IV zu Beginn eine Vorspannung von im Median 352N (342N; 356N), welches in etwa der im Median maximal erreichten Kraft des DC Effektes der anderen Gruppen entspricht (Median max Kraft DC Effekt Gr. I, II, III, V = 362,5N).

Alle Implantate mit DC Effekt haben einen signifikanten Anstieg der Kompressionskraft im Symphysenspalt während der zweiten Phase der Experimente erzielen können, mit dem höchsten Wert in Gruppe II von 561N. Diese maximalen Werte der DC induzierten Kompression aller Gruppen wurde allerdings durch das Einbringen der lateralen Schrauben in Phase 3 besonders in den Gr. I, II und III wieder deutlich verringert. So konnte ein Abfall der Kompressionskraft in Gr. I um 82,4% (von im Median 278N in Phase 2 auf 49N in Phase 3), in Gr. II um 42% (von im Median 419N auf 243N) und in Gr. III um 49,1% (von im Median 318N auf 162N) beobachtet werden. In Phase 4 nach Entfernen der Repositionszange und Festziehen aller Schrauben konnte für Gr.II und III nur ein geringer erneuter Anstieg auf einen Median von 323N (172N; 383N) und 176N (150N; 201N) und für Gr. I ein weiterer Abfall der Kompressionskraft auf im Median 13N (13N; 49N) sogar noch unter die Werte der Vorspannung der Reposition beobachtet werden. Im Gegensatz zu diesen Verläufen wurde bei der Kombiplatte mit winkelstabilen lateralen Schrauben der Gr.V (SC-LP) nur ein sehr geringer Verlust der DC induzierten Kompressionskraft in Phase 3 von lediglich 1,6% (von Median 435N in Phase 2 auf 428N in Phase 3) und in Phase 4 auf einen Median von 392N (329N; 432N) gemessen, trotzdem ohne Signifikanz. In der speziellen rein winkelstabilen Gruppe IV hingegen, konnte die initial hoch angelegte Vorspannung von im Median 352N in Phase 1 im Laufe der Experimente von der Platte nicht beibehalten werden. Während das Einbringen der zentralen und lateralen Schrauben lediglich eine leichte Veränderung auf Werte von im Median 370N (349N; 388N) in Phase 3 bewirkte, fiel die Kompressionskraft nach Entfernen der Repositionszange drastisch um 88,9% auf einen Median von nur noch 41N (29N; 45N) ab [Diagramm 2]. Betrachtet man vergleichend die Phase 4 des Osteosynthesenabschluss aller Gruppen konnten somit die besten Werte im Parameter der Kompressionskraft in Gr.V (SC-LP) ($p < 0,05$), gefolgt in absteigender Reihenfolge von Gr. II (DCP 10°), Gr. III (SCP 10°) und Gr. IV (SLP 0°) und dem schlechtesten Wert für Gr. I (DCP 0°) ermittelt werden [Diagramm 1&2].

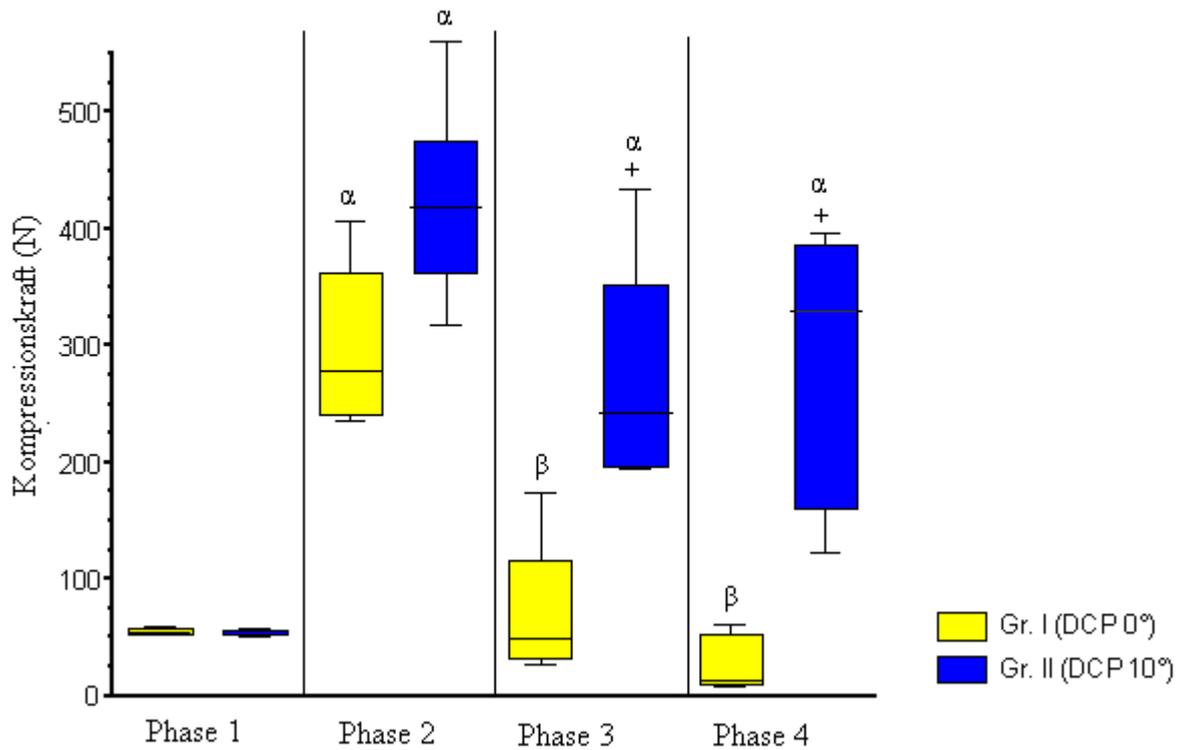


Diagramm 1 Kompressionskraft in den Gr. I und II (4,5mm DCP) in den Phasen der Reposition (1), DC Effekt (2), laterale Schrauben (3) und Osteosynthesenabschluss (4). Boxplot zeigt den Median, die Quartile (25%; 75%) und die Spanne (min-max). Es wird ein Vorteil für die zentral um 10° angebogenen Platten der Gr. II in allen Phasen deutlich.

α vs. Reposition (Phase 1): Friedman-Test mit Bonferroni Korrektur $p < 0,001$

β vs. DC Effekt (Phase 2): Friedman-Test mit Bonferroni Korrektur $p < 0,001$

+ = Gr. I vs. Gr. II: Kruskal-Wallis mit Student-New-Keuls Test $p < 0,05$

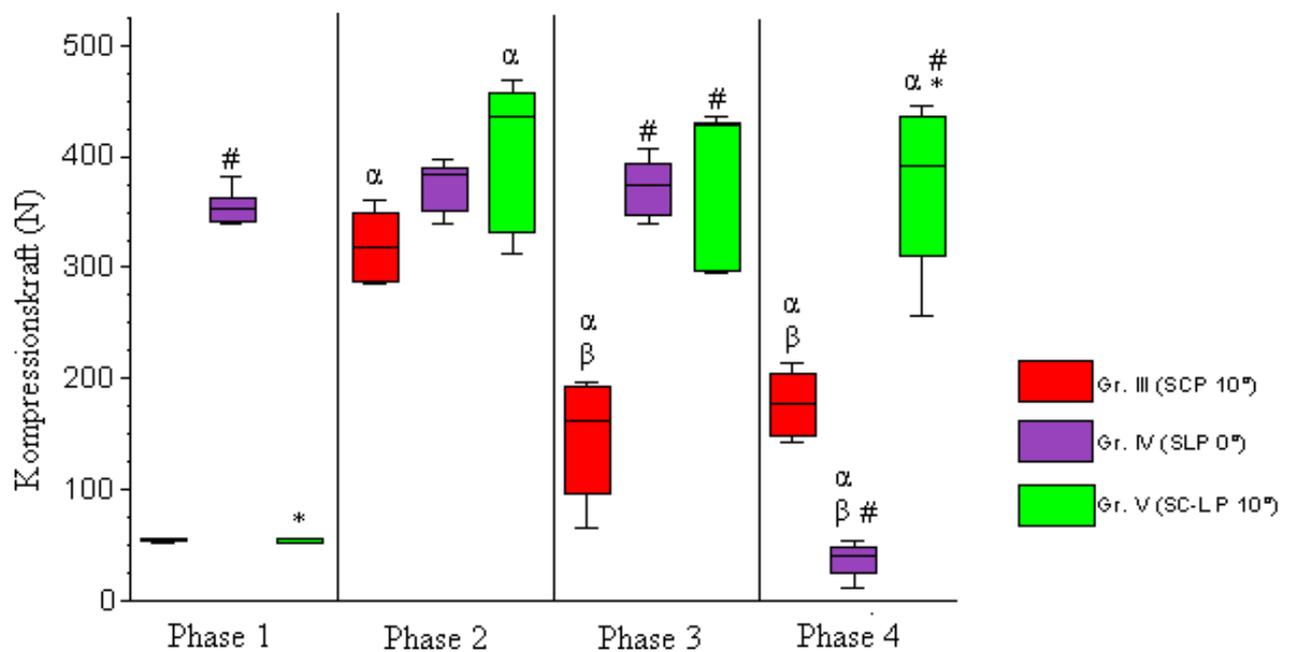


Diagramm 2 Kompressionskraft erzeugt in den Gruppen der 3,5mm Symphysenplatten in den Phasen der Reposition (1), DC Effekt bzw. mediale Schrauben (2), laterale Schrauben (3) und Osteosynthesenabschluss (4). Boxplot zeigt den Median, die Quartile (25%; 75%) und die Spanne (min-max). Man beachte, dass die Kompression in Phase 1 für die rein winkelstabile Gr. IV mit einem erheblich höheren Wert angesetzt war, der allerdings nach Entfernung der Repositionszange nicht gehalten werden konnte.

α vs. Reposition (Phase 1): Friedman-Test mit Bonferroni Korrektur $p < 0,001$

β vs. DC Effekt (Phase 2): Friedman-Test mit Bonferroni Korrektur $p < 0,001$

= Gr.IV, V vs. Gr. III: Kruskal-Wallis mit Student-New-Keuls Test $p < 0,05$

* = Gr. V vs. Gr. IV: Kruskal-Wallis mit Student-New-Keuls Test $p < 0,05$

7.2. Kontaktfläche

Während der initialen Reposition mittels Zange von rund 50N aller Platten mit DC Effekt erreichte die Wiederherstellung der Kontaktfläche der Symphyse rund 85% des ausgemessenen Abdrucks, mit Median Werten zwischen 388mm^2 und 392mm^2 in allen Gruppen. In Gr. IV konnten durch die höhere Vorspannung die Kontaktfläche bei Reposition von im Median 427mm^2 (Spanne $413\text{-}469\text{mm}^2$) erreicht werden, was einem Mehrkontakt von rund 10% entspricht.

Beim geraden Großfragment-Plattenmodell der Gr. I und II nahm die Kontaktfläche nach einem leichten Anstieg durch den DC Effekt während der anschließenden Plattenfixation stetig ab. Bei Gr. II um 21,3% auf im Median 315mm^2 ($175\text{-}420\text{mm}^2$) in Phase 4 und bei der konventionellen Referenzgruppe I sogar in einer signifikanten Größenordnung ($p < 0,01$) um mehr als die Hälfte (59,9%) der initialen Reposition auf einen Median von 165mm^2 ($28\text{-}217\text{mm}^2$). Die anatomisch geformten Symphysenmodelle der Gruppe III, IV und V zeigten dagegen weniger gravierende Veränderungen im Laufe der Versuche. Die größte Kontaktfläche in der vierten Phase der Osteosynthese konnte nach einem leichten Anstieg mit der Gr. V (SC-LP, 10°) mit einem Median von 441mm^2 ($413\text{-}476\text{mm}^2$) erreicht werden ($p < 0,001$), dicht gefolgt von Gr. III (SCP, 10°) mit einem Median von 438mm^2 ($392\text{-}462\text{mm}^2$). Das rein winkelstabile Implantat der Gr. IV (SLP, 0°) konnte die initial hohen Werte für die Kontaktfläche mit geringem Abfall nach Entfernen der Repositionszange beibehalten (Median 392mm^2 ($315\text{-}441\text{mm}^2$)) und liegt mit seinen Werten somit zwar hinter Gr. III, aber vor den geraden Plattenmodellen der Gr. II und I, welche wie oben beschrieben auch in diesem Parameter die geringeren Werte aufwiesen [Diagramm 3].

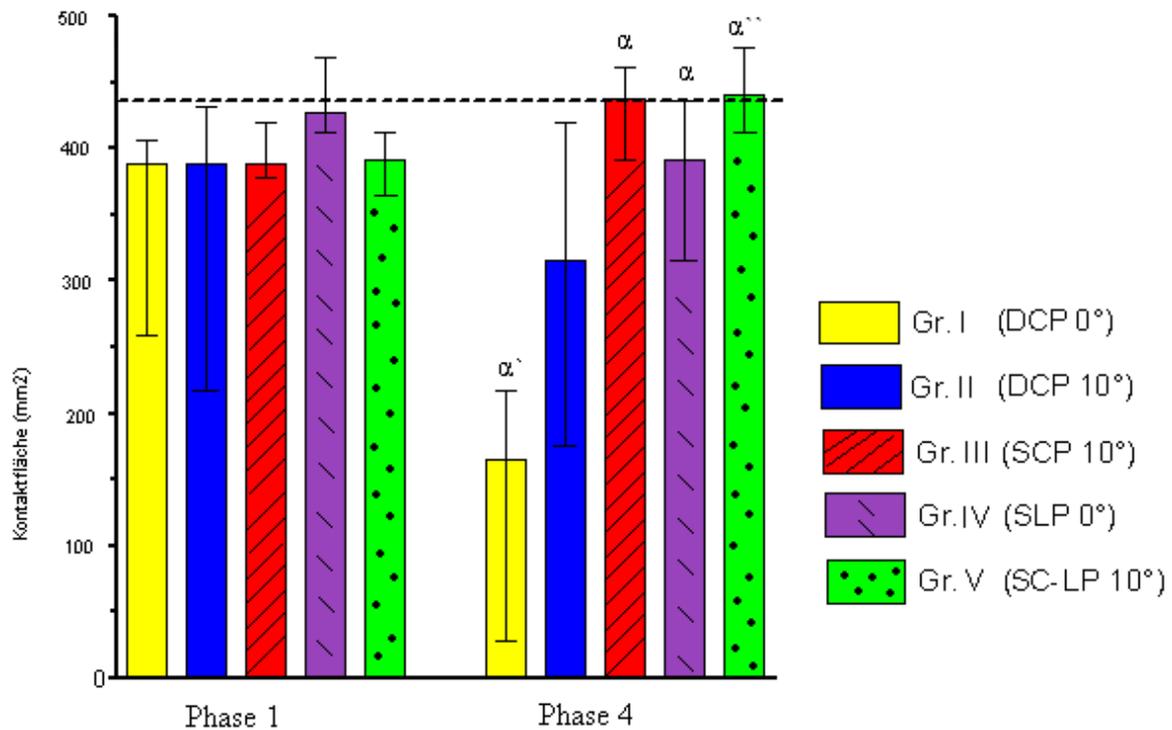


Diagramm 3 Kontaktfläche in der Symphyse in den Phasen der Reposition (1) und Osteosynthesenabschluss (4). Median mit Spanne (min-max). Der experimentell theoretische Durchschnitt liegt bei 440mm^2 (gestrichelte Linie). Es ist ein deutlicher Abfall der Kontaktfläche in den geraden 4,5mm Platten im Gegensatz zu den 3,5mm anatomisch geformten Symphysenplatten zu erkennen. Allerdings wird der positive Einfluss des zentralen Anbiegens um 10° bei Gr.II im Vergleich zur Referenzgruppe I deutlich.

α vs. Reposition (Phase 1): Friedman-Test mit Bonferroni Korrektur bzw. Student-Newman-Keuls Test für Gruppe IV $\alpha=p<0,05$; $\alpha'=p<0,01$; $\alpha''=p<0,001$

7.3. Kontaktflächenverteilung

In allen Gruppen, Gr. IV eingeschlossen, war die Kontaktflächenverteilung während der ersten Phase der Reposition ähnlich und gleichmäßig verteilt mit Werten von im Median zwischen 19,3% (Gr. V) und 25,9% (Gr. I) für den kranialen Bereich, zwischen 43,5% (Gr. I) und 43,0% (Gr. II) zentral und 31,7% (Gr. IV) und 37,6% (Gr. V) kaudal im Symphysenspalt. Es gab in dieser Phase so gut wie keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.

In der letzten Phase, nach DC induzierter Kompression, Einbringen der lateralen Schrauben und Entfernen der Repositionszange und Festziehen aller Schrauben, wurden jedoch bei den 4,5mm Platten sowohl der Gr. I, als auch der Gr. II entscheidende Veränderungen der Flächenverteilung, mit einer deutlichen Tendenz zum kranialen Kontakt sichtbar [Diagramm 4]. Diese Veränderungen waren signifikant in Gr. I ($p=0,031$), mit einem fast vollständigem Verlust des kaudalen Kontaktes (Median 0%, 0-12%), während in Gr. II diese weniger ausgeprägt (Median 9,2%, 0-36,7%) und nicht signifikant waren ($p=0,063$). Die deutliche Mehrzunahme des kranialen Anteils für Gr. I stieg von im Median 25,9% (15,2-44,4%) in Phase 1 auf 54,6% (40-100%) in Phase 4 und bei Gr. II von im Median 16,28% (11-27,2%) auf 37% (16,2-64%). Im Gegensatz dazu blieb das Repositionsprofil aller anatomisch geformten 3,5mm Symphysenmodellen der Gruppen III, IV und V, unabhängig von DC Effekt, zentralem Anbiegen und winkelstabiler Komponente, gleichmäßige verteilt und somit ohne signifikanten Unterschieden zwischen der ersten Phase der Reposition und der letzten Phase der vollständigen Osteosynthese [Diagramm 5].

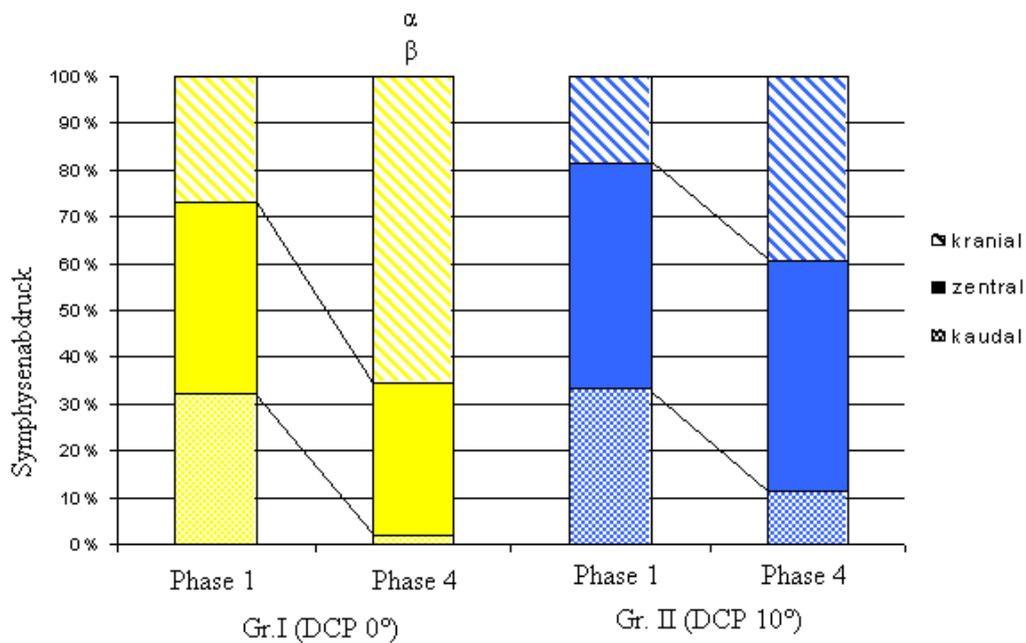


Diagramm 4 Durchschnittliche Kontaktflächenverteilung im Verhältnis zum Symphysealabdruck der 4,5mm DCP in den Phasen der Reposition (1) und Osteosynthesenabschluss (4). Das Repositionsprofil verändert sich deutlich hin zu einem Mehrkontakt im kranialen Bereich in Phase 4, fast unabhängig von der zentralen Anbiegung der Platte, jedoch in signifikanter Größe nur in Gr. I.

α vs. Reposition (Phase 1) kranial: Friedman-Test mit Wilcoxon Signed Rank Test $p < 0,05$

β vs. Reposition (Phase 1) kaudal: Friedman-Test mit Wilcoxon Signed Rank Test $p < 0,05$

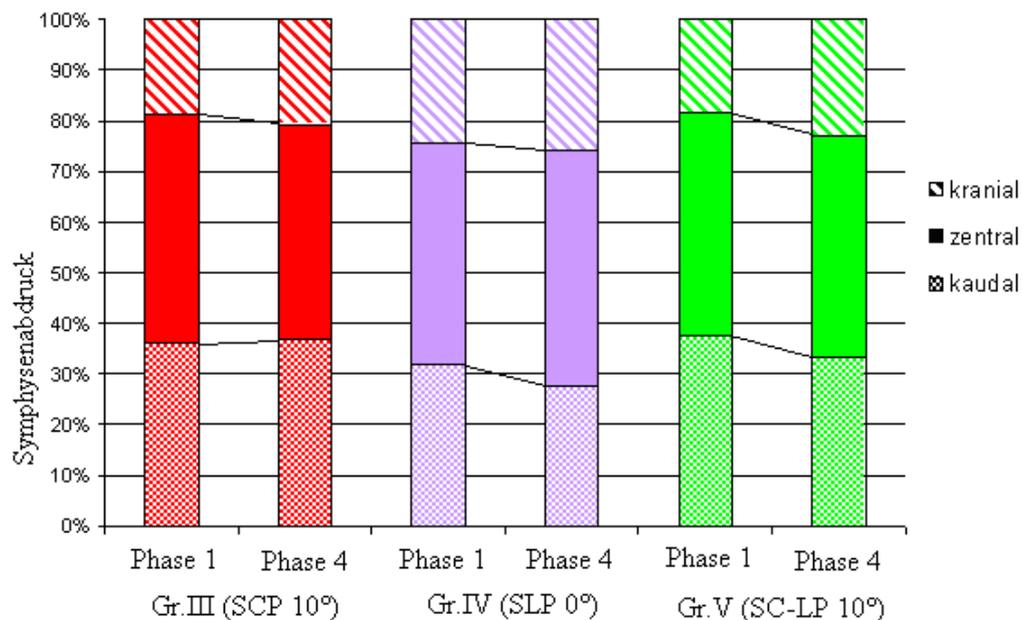


Diagramm 5 Durchschnittliche Kontaktflächenverteilung im Verhältnis zum Symphysealabdruck der 3,5mm Symphyseplatten in den Phasen der Reposition (1) und Osteosynthesenabschluss (4).

Die Veränderungen des Repositionsprofils sind nicht signifikant.

7.4. Kraftzentrumswanderung

Ähnlich der Flächenveränderung wurde die Position des Kraftzentrums innerhalb des individuellen Symphysenabdrucks dargestellt. Bezogen auf die Längsausdehnung der Symphyse beschreibt der Wert 0% den kaudalen Rand und 100% den kranialen Rand direkt unterhalb der Platte. Entsprechend weisen Werte um 50% auf eine mittige Lage hin. Die Werte sind in Tabelle 2 aufgeführt. Auch hier wird ein deutlicher Unterschied zwischen den 4,5mm DCP und den neueren Symphysenplatten sichtbar. Während der ersten Phase der Reposition weisen alle Gruppen eine zentrale Lage des Kraftzentrums auf. Allerdings wandert das Kraftzentrum nach der vollständigen Fixierung der Implantate bei den DCP der Gr. I und II deutlich in den kranialen Bereich [Diagramm 6]. Bei den drei Varianten der anatomisch geformten Symphysenplatten dagegen verbleibt das Kraftzentrum auch in Phase 4 im zentralen Bereich. Dieser Unterschied zwischen den DCP und den Symphysenplatten ist signifikant ($p < 0,05$). Bei den Symphysenplatten der Gr. III, IV und V unabhängig der Geometrie und Art der Fixierung verschwinden die zu Beginn bestehenden geringen Differenzen und das Kraftzentrum strebt in die vertikale Mitte des jeweiligen Symphysenabdrucks [Diagramm 7].

Position des Kraftzentrums:

<u>Gruppe</u>	<u>Reposition (Phase 1)</u>	<u>Osteosynthesenabschluss (Phase 4)</u>	<u>Wanderung um indiv. Differenz</u>	<u>Signifikanz</u>
Gr. I (DCP 0°)	42% (30-63%)	80% (76-86%)	36%	α
Gr. II (DCP 10°)	39% (34-57%)	77% (68-86%)	36%	α
Gr. III (SCP 10°)	49% (36-53%)	49% (44-55%)	3%	
Gr. IV (SLP 0°)	34% (30-36%)	49% (49-56%)	16%	α
Gr. V (SC-LP 10°)	41% (37-51%)	50% (46-59%)	9%	α

Tabelle 2 Median (Spanne) der relativen Lage des Kraftzentrums in Symphysenlängsausdehnung gesamt (100%) des individuellen Symphysenabdrucks in den Phasen 1 und 4 sowie die individuelle Wanderung des Kraftzentrums in %. Dabei beschreibt 0% den kaudalen Rand der Symphyse und 100% den kranialen Rand direkt unterhalb des Implantats, Werte um 50% weisen auf eine mittige Lage hin.

α = Reposition (Phase1) vs. Osteosynthesenabschluss (Phase4): Friedman-Test mit Wilcoxon Signed Rank Test $p < 0,05$

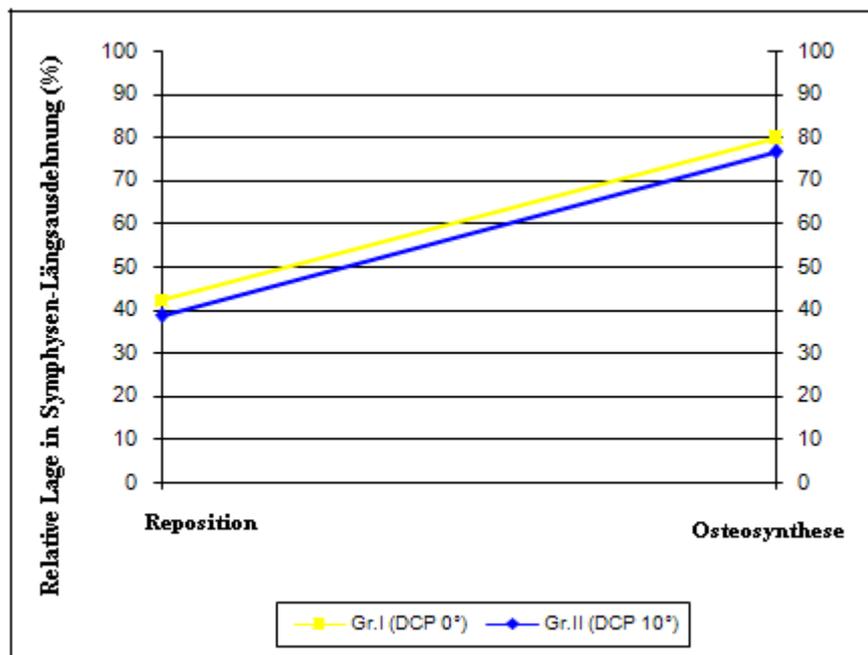


Diagramm 6 relative Lage des Kraftzentrums im Verhältnis zur Symphysenlängsausdehnung (%) der 4,5mm DCP. Das Kraftzentrum befindet sich in der letzten Phase deutlich im kranialen Bereich, unabhängig der zentralen Anbiegung der Platte.

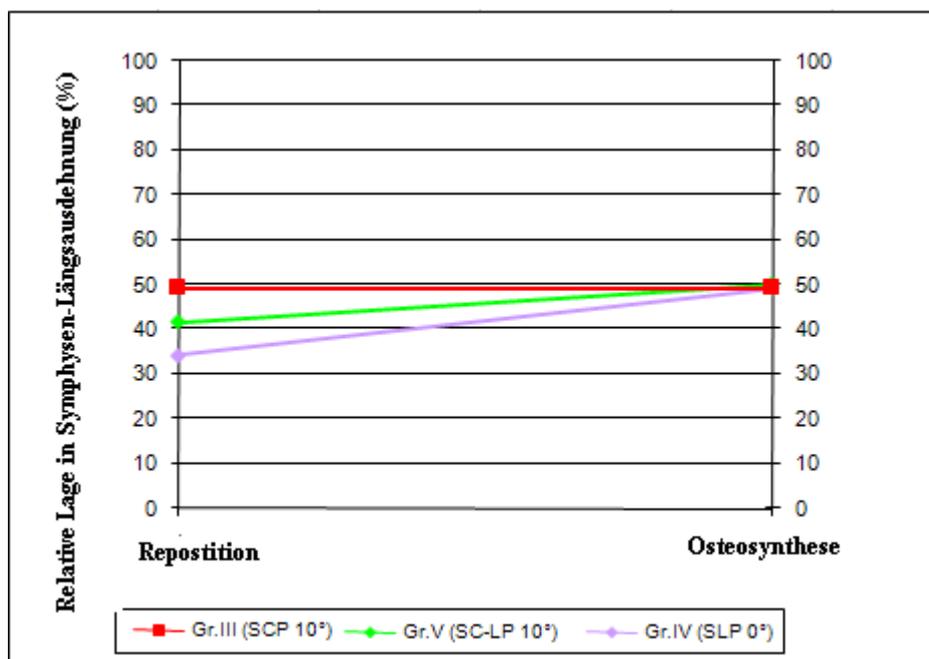
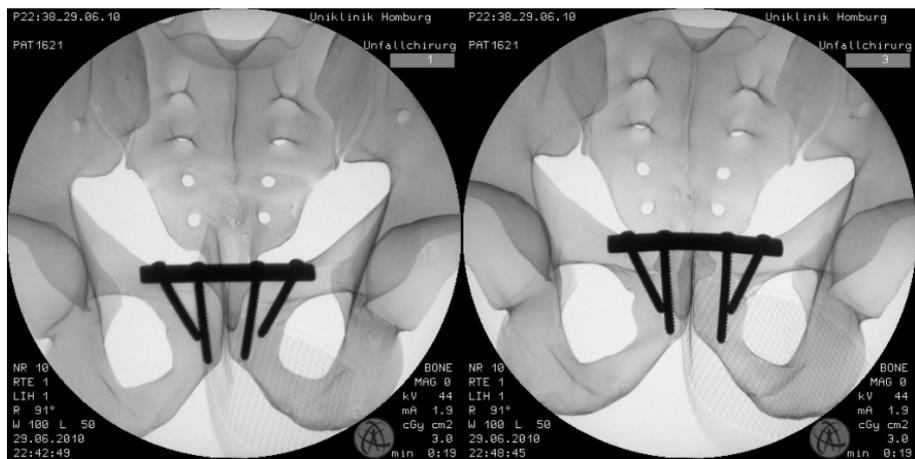


Diagramm 7 relative Lage des Kraftzentrums im Verhältnis zur Symphysenlängsausdehnung (%) der 3,5mm Symphysenplatten. Eine zentrale Lage des Kraftzentrums ist auch nach vollständiger Osteosynthese gewährleistet.

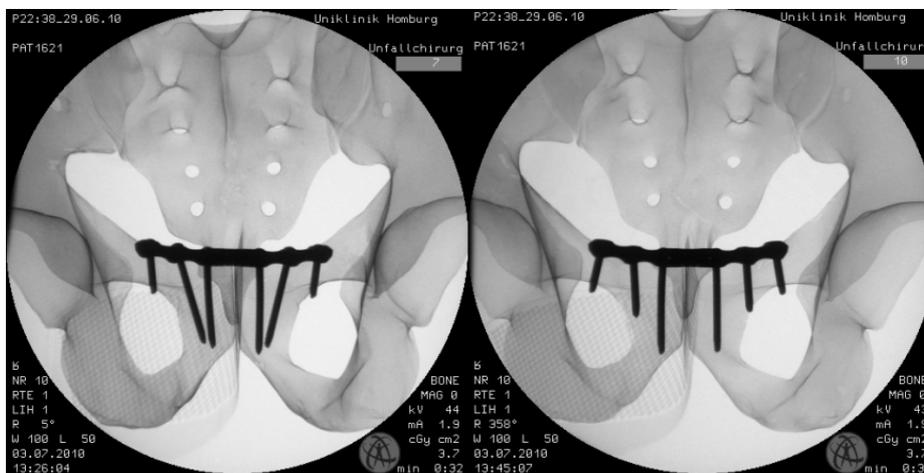
7.5. subjektive Handhabung

Als schwierigsten Schritt, aber Grundvoraussetzung für die Wirksamkeit aller Implantate stellte sich die optimale Platzierung der Schrauben im Knochen dar. Aufgrund der anatomischen Krümmung und der geringen Breite der Schambeinäste des Beckens besteht die Gefahr, dass Schraubenschäfte aus der Knochenstruktur ausbrechen, was besonders dorsal zum kleinen Becken hin zu Komplikationen im Sinne von Verletzungen anderer Strukturen führen könnte. Die 4,5mm DCP (Gr. I, II) sind durch ihre gerade Form in diesem Punkt gegenüber den anatomisch geformten 3,5mm Symphysenplatten dadurch im Nachteil, als dass die lateralen Plattenlöcher nicht immer optimal über dem Knochen zentriert sind. Dies ist wiederum abhängig von der primären zentralen (DC)-Schraubenplatzierung. Auch das System der Winkelstabilität der Symphysenplatten der Gr. IV und V ist in seiner Handhabung nicht unkritisch. Weil die Bohrung der Schraubenlöcher durch eine in die Plattenlöcher eingedrehte Zielvorrichtung (Bohrhülse) stattfinden muss, ist der Winkel, mit welchem die Schrauben im Knochen verlaufen, vorgegeben. Es bedarf einiger Übung und gutem räumlichen Vorstellungsvermögen eine optimale Lage der Schrauben im Knochen zu gewährleisten, da eine nachträgliche Beeinflussung der Richtung unter der Bohrung nicht mehr möglich ist. Um die intraossäre Schraubenlage zu veranschaulichen, wurde postexperimentell pro Gruppe exemplarisch ein Beckenmodell in mehreren Ebenen unter einem Bildwandler abgelichtet. Dazu wurden die Becken vorher mit Zink-Alu Spray behandelt, um die Röntgendichte zu erhöhen [Abb.19]. Ein weiterer Aspekt, der uns beim Arbeiten mit dem rein winkelstabilen Implantat der Gr. V auffiel, bezieht sich auf das Anlegen der sehr hohen Vorspannung in der Phase der Reposition. Da dieses Plattensystem keine eigene interfragmentäre Kompression aufbauen kann, sondern lediglich darauf ausgelegt ist einen Zustand zu erhalten, mussten die im Versuchsaufbau gewählten 350N manuell mittels Weber-Zange erzeugt werden. Dies stellte sich selbst in unseren Laborbedingungen als extremste Kraftanstrengung der Zangenkompression dar.



Gr. I (DCP 0°)

Gr. II (DCP 10°)



Gr. III (SCP 10°)

Gr. V (SC-LP 10°)



Gr. IV (SLP 0°)

Abb. 19 Darstellungen der intraossären Schraubenrichtung je eines Beckenmodells einer Gruppe mit Sensorfolie in situ. Aus diesen Bildern lässt sich erkennen, dass in den Experimenten eine optimale Schraubenposition erreicht werden konnte.

8. Diskussion

Um die Fragestellung nach einer möglichst optimalen Plattenosteosynthese der Symphysenruptur beantworten und die aufgestellten Hypothesen bewerten zu können, hat diese Studie erstmalig mithilfe einer modernen Sensormessfolie im Symphysenspalt den Einfluss von Implantatgeometrie und –design auf die Parameter der Kompressionskraft, der Kontaktfläche, der Kontaktflächenverteilung und Kraftzentrumswanderung im Symphysenprofil sowie die subjektive Handhabung unterschiedlicher Plattensysteme an Beckenmodellen genauer untersucht.

Die meisten Studien, die sich bisher mit Beckenrepositionstechniken beschäftigt haben, nutzten Präparate aus der Pathologie oder Anatomie. Die unzureichende Verfügbarkeit von Leichen hält jedoch die Versuchsgröße klein und die Variationen der Knocheneigenschaften des Materials in Verbindung mit konservierten und nicht-konservierten Präparaten führen zu einer großen Spanne der experimentellen Ergebnisse. Des Weiteren handelt es sich in den meisten Fällen um verstorbene Menschen im höheren Lebensalter, was einen Vergleich mit dem jüngeren Trauma-Kollektiv in der Klinik erschwert. All diese Aspekte können eine klare Aussage der Daten verhindern, mögliche Schlussfolgerungen abschwächen und Chancen vermindern Fixationstechniken zu verbessern und zu bewerten. Variationen in der Knochenqualität und –eigenschaft von echten Becken könnten außerdem zu einem erhöhten Risiko für Brüche und Plattenlockerungen während der Experimente führen und die anatomischen Größenunterschiede beeinflussen die Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit der Studienergebnisse. Einige Studien an Leichenbecken wurden an präparierte Becken mit erhaltenen Bandstrukturen, andere an ganzen Körpern durchgeführt, um die Belastung und den Zug des Weichgewebes in Ruhe zu simulieren ^{2,5,32,56}. Durch die statische Konfiguration und die standardisierten Laborbedingungen unserer Studie waren diese beiden Varianten nicht notwendig. Außerdem hätte das Simulieren der Bänder in der Weise, als dass sie die selbe Festigkeit und Eigenschaften wie in vivo aufweisen, zu einer erhöhten Ungenauigkeit geführt und nicht-ligamentäre Strukturen und Weichgewebe eines ganzen Körpers hätten mit dem Sensor interagieren oder diesen blockieren können. Doch im Gegensatz zu einfachen biomechanischen Modellen aus Polyethylen ⁵⁵ basiert diese

Studie auf anatomisch korrekten Modellen aus physiologisch vergleichbarem Material mit realistischen Knocheneigenschaften^{10,17}, wie sie in vorherigen biomechanischen Studien zur Plattenfixation an langen Röhrenknochen^{27,62} und an Becken^{12,19} schon verwendet wurden und sich bewährt haben. So bieten sie zuverlässigere Testbedingungen, weniger Abweichungen und bedürfen keiner speziellen Handhabungs- und Aufbewahrungsvorschriften^{12,19}. Das ausgemessene Profil der Symphyse in unseren Kunststoffmodellen ähnelt Werten, die für menschliche Becken in der Literatur angegeben sind³⁸. Allerdings bleibt unklar, wie viel Einfluss der Weichteilanteil aus Ligamenten (anterior, superior und inferior) am Ausmaß der Kontaktfläche der Symphyse zusätzlich hat.

In Bezug auf den Einfluss von Implantatgeometrie und -design auf die Plattenosteosynthese der Symphyse lautet die erste Hypothese dieser Arbeit, dass die Eigenkompression des DC Effekts einer Standard DCP 4,5mm Stahlplatte in Kombination mit dem zentrale Anbiegen zu einer erhöhten Kompressionskraft und besserem Kontakt im Symphysenspalt führt. Als Referenzgruppe wurde dem eine Platte gleichen Designs gegenüber gestellt, die sich lediglich in der Vorbiegung unterschied.

In der Literatur wurden bereits Kompressionseffekte für Platten untersucht mit einem klaren Vorteil für das Anbiegen auf die Stabilität der Osteosynthese²⁰. Das Ausmaß des Anbiegens wurde für die Standardplattenosteosynthese von langen Röhrenknochen mit 9° beschrieben⁵⁵, was dem Wert in dieser Studie für das Anbiegen von Implantaten an der Symphyse sehr nahe kommt. Interfragmentäre Kompression bedeutet höhere Reibung zwischen den Anteilen, um Scherkräften entgegen zu wirken⁵⁸. In der Symphyse sind Distraktionskräfte auch ohne Belastung vorhanden und erhöhen sich im Zweibeinstand^{72,73}. Darüber hinaus treten translationale und rotatorische Bewegungen unter Belastung auf^{38,12,73}, die zu Scherkräften im Symphysenspalt während des Gehens führen. Unter maximaler Mobilität in der normalen Symphyse wurden Werte von 333N und 398N beschrieben³⁸. Bei dieser Größenordnung könnte die in unseren Experimenten erzeugte Kompressionskraft diese Kräfte eventuell antagonisieren und so eine bessere Fixierung der Symphyse in Repositionsstellung gewährleisten. Allerdings nur unter statischen Bedingungen wie sie in dieser Studie gegeben sind. Betrachtet man den Parameter der Kompressionskraft wird jedoch der klare Vorteil der zentral um 10° angebogenen Platte

(Gr. II, DCP 10°) gegenüber des in 0° Stellung belassen Implantats (Gr. I, DCP 0°) deutlich. So ist das Implantat der Referenzgruppe I in der vierten Phase des Osteosynthesenabschlusses nicht in der Lage zufriedenstellende Werte für die Kompressionskraft zu erzeugen, was eindeutig auf das Einbringen und Festziehen der lateralen Schrauben in Phase 3 und dem damit verbundenem Abfall der DC induzierten Kompression zurückzuführen ist. Im Gegensatz dazu fällt der Verlust der Kompressionskraft für die zentral angebogene Gr. II geringer aus und wird gefolgt von einem erneuten leichten Anstieg der Werte beim Festziehen aller Schrauben, was mit der veränderten Geometrie begründet werden kann. Diese führt zu einer geringeren Verminderung des vorher erzeugten DC Effekts und verursacht ein Zuklappen des kontralateralen Knochenanteils bzw. einen Erstkontakt an der kontralateralen Corticalis mit anschließender sekundärer Zusatzkompression auch der plattennahen Seite. Unterstützt wird diese Theorie durch die Betrachtung der Parameter der Kontaktflächen. Im Bereich der maximalen Kontaktfläche ist auch hier ein Unterschied der Ergebnisse zu erkennen, mit einem klaren Vorteil für das um 10° angebogene Implantat der Gr. II. Für den Parameter der Kontaktflächenverteilung ist der Einfluss des zentralen Anbiegens gegenüber der Referenzgruppe zwar ebenfalls noch deutlich sichtbar, doch es ist sowohl für Gr. I als auch in geringerem Maße für Gr. II eine Umverteilung der Kontaktfläche in den kranialen Bereich mit Verlust des kaudalen Anteils zu erkennen. Diese Beobachtungen der drei genannten Parameter lassen die Vermutung zu, dass das zentrale Anbiegen des Implantats eine asymmetrische Reposition verbessern und das kaudale Klaffen verringern kann, was einen günstigen Einfluss auf das Repositionsprofil gegenüber der 0° Stellung hat und somit auch im Bereich der Symphyse die Stabilität der Fixierung verbessern kann, wie es in der Literatur bereits für die Plattenfixationstechnik an langen Röhrenknochen beschrieben ist^{20,55}. Die Kraftzentrumswanderung vom zentralen in den kranialen Bereich der Symphyse konnte in unseren Versuchen dadurch allerdings nicht verhindert werden, sodass hier kein Unterschied im Verlauf zwischen den beiden Gruppen auftrat.

In vorherigen Studien wurden bereits verschiedene Techniken z.B. halb kombinierte Plattensysteme mit Zuggurtung oder Doppelverplattung untersucht, um die Tendenz der kaudalen Aufweitung der Symphyse, die unter dynamischer Belastung beobachtet wurde⁷², zu verhindern. Wie unsere Ergebnisse für die Kompressionskraft, die Kontaktfläche und deren Verteilung zeigen, kann diese Aufweitung theoretisch unter statischen Bedingungen

durch die Veränderung der Geometrie des Implantats vermieden oder zumindest deutlich verringert werden. Somit konnte die erste der aufgestellten Hypothesen bestätigt werden. Der DC Effekt in Kombination mit zentraler Anbiegung führt zu einer erhöhten Kompressionskraft und besserem Kontakt im Symphysenspalt.

Die zweite Hypothese besagt, dass die stärkeren 4,5mm DCP Stahlplatten zu einer höheren Kompression und besserem Kontakt führen, als die schmalere 3,5mm Symphysenmodelle mit gleichem Wirkprinzip und Geometrie, selbst wenn letztere anatomisch passgerechter geformt sind.

Diese Fragestellung betrifft den Vergleich der beiden sich lediglich im Implantatdesign unterscheidenden Gruppen II (DCP 10°) und III (SCP 10°). Betrachtet man hier die Ergebnisse der Kompressionskraft sind keine eindeutigen Tendenzen festzustellen. Sie zeigen beide einen ähnlichen Verlauf, auch wenn der Endwert der vollständigen Osteosynthese der Gr. III in unseren Versuchen auf einem etwas tieferen Niveau als für Gr. II liegt. Dies ist mit einem etwas geringeren DC induziertem Anstieg in Phase 2 zu erklären. Für den Parameter der Kontaktfläche fallen die Werte in Phase 4 für die anatomisch geformte Symphysenplatte der Gr. III dagegen deutlich besser aus, als die des stärkeren Implantats der Gr. II ($p < 0,05$). Und auch für die beiden letzten Parameter der Kontaktflächenverteilung und der Kraftzentrumswanderung ist das schmalere 3,5mm Modell trotz seiner geringeren Stärke dem geraden 4,5mm Modell überlegen. So konnten über die gesamte Dauer der Plattenfixation konstante Werte im zentralen Bereich des individuellen Symphysenabdrucks aufrechterhalten werden. Die Ergebnisse weisen auf den Einfluss des Implantatdesigns hin, bezüglich gleichmäßig verteiltem Kontakt und mittlerer Krafteinwirkung. In diesem Fall kann durch die Erkenntnisse aus unseren Versuchen die zweite Hypothese widerlegt werden mit Ausnahme des Parameters der Kompressionskraft. Die schmalere 3,5mm Symphysenmodelle sind aufgrund ihrer anatomisch passgerechteren Form den stärkeren 4,5mm DCP Stahlplatten bei gleichem Wirkprinzip und Geometrie insgesamt überlegen.

In der dritten Hypothese stellt sich die Frage nach dem Wirkprinzip. Es wird vermutet, dass eine winkelstabile Versorgung mit 3,5mm Symphysenplatten die ursprüngliche

Kompressionskraft und die optimale Kontaktfläche der Reposition erhalten kann und damit bessere Werte erzielt als konventionelle 3,5mm Symphysenplatten mit DC Effekt.

Zur Bewertung wurde das rein winkelstabile Plattensystem (Gr. IV, SLP 0°) und die zentral um 10° angebogene Kombiplatte mit DC Effekt und gleichzeitiger Winkelstabilität der vier lateralen Schrauben (Gr. V, SC-LP 10°) der konventionellen Symphysenplatte mit DC Effekt (Gr. III, SCP 10°) gegenüber gestellt. Betrachtet man hier den Parameter der Kompressionskraft, so wird klar, dass es dem rein winkelstabilen Modell nicht möglich ist die zu Beginn notwendige hoch angelegte Vorspannung auch nach Entfernung der Repositionszange in Phase 4 zu erhalten. Die Werte fallen auf ein Niveau, welches noch unter die mit der Repositionszange erzeugten 50N Kompressionskraft der beiden anderen Gruppen liegt. In Gr. III steigen die Werte durch die dynamische Kompression zunächst an, fallen jedoch trotz zentraler Anbiegung beim Einbringen der lateralen Schrauben in Phase 3 wieder leicht ab. Überraschend sind hingegen die Ergebnisse der Kombiplatte der Gr. V. Der DC induzierte Anstieg durch die zentralen Schrauben kann mit Hilfe der Winkelstabilität der lateralen Schrauben auch über die zwei folgenden Phasen der Plattenfixation aufrechterhalten werden, sodass mit diesem Implantatmodell die höchste Kompressionskraft der fertigen Osteosynthese gemessen werden kann. Offenbar wird hier der Effekt verhindert, bei dem konventionelle laterale Plattenschrauben die Knochenstrukturen an die Platte heranziehen und so zum kontralateralen „Aufklappen“ der Symphyse beitragen.

In Bezug auf die Kontaktfläche wird im Vergleich dieser drei Gruppen zunächst sichtbar, dass sich in Phase 1 der Reposition der Beckenmodelle in ihre anatomische Position das Ausmaß der Kompression nicht proportional zur Kontaktfläche verhält. So ergeben die initial angesetzten 50 N der Baseline für alle Gruppen mit DC Effekt eine Fläche von im Median mindestens 388mm², während die in der rein winkelstabilen Gr. IV siebenmal so hohe Vorspannung von rund 350N, lediglich zu einer 10% höherer Kontaktfläche führt. In Phase 4 nach Entfernen der Repositionszange und Nachziehen aller Schrauben sind allerdings mit allen drei Techniken gute Ergebnisse zu erzielen. Auch das rein winkelstabile Implantat zeigt nur eine geringe Verkleinerung der Kontaktfläche, trotz stark abfallender Kompressionskraft. Und auch in den beiden Parametern der Kontaktflächenverteilung und Kraftzentrumswanderung weist das rein winkelstabile Modell ohne Vorbiegung fast genauso gute Werte auf wie die angebogene Symphysenplatte mit alleinigem DC Effekt

und die kombinierte Variante, welche DC Effekt und das Prinzip der Winkelstabilität vereint. Betrachtet man abschließend alle vier Parameter, wird allerdings deutlich, dass eine winkelstabile Versorgung der Symphyse mit Symphysenplatten nur im Zusammenhang mit der Möglichkeit der platteneigenen interfragmentären Kompression sinnvoll ist. Diese Bewertung der Implantate macht eine differenzierte Beurteilung der dritten Hypothese notwendig. Die rein winkelstabile 3,5mm Symphysenplatte konnte die ursprüngliche Kompressionskraft nicht erhalten und ist den beiden anderen Varianten somit insgesamt unterlegen. Die Kombiplatte hingegen übertrifft in ihren Werten das konventionelle Modell mit DC Effekt und bestätigt somit, dass das Wirkprinzip der Winkelstabilität durchaus einen positiven Einfluss auf die Reposition der Symphyse haben kann.

Doch trotz der fast durchweg guten Ergebnisse in den experimentell untersuchten Parametern für die anatomisch geformten Symphysenplatten sollte klinisch erwägt werden, dass diese aufgrund ihrer geringeren Breite und der Verwendung von lediglich 3,5mm Schrauben im Gegensatz zu 4,5mm Schrauben der DCP vielleicht nicht für alle Situationen geeignet sind. So ist auch bei der Wahl des richtigen Implantats in Fällen in denen besonders hohe Kräfte zu antagonisieren sind, wie bei einer massiven Dislokation oder übergewichtigen Patienten, die Überlegung sinnvoll ein statisch stärkeres Plattendesign mit stabileren Schrauben vorzuziehen.

Das Miteinbeziehen der Beurteilung der subjektiven Handhabung der verschiedenen Implantate in die Ergebnisbeschreibung soll außerdem darauf hinweisen, dass auch hier Unterschiede bestehen und dass die Qualifikation und Erfahrung des Operateurs unter Umständen mit berücksichtigt werden sollten, wenn sich für ein Plattensystem entschieden wird. So ist die optimale Schraubenplatzierung Grundvoraussetzung für eine wirksame Osteosynthese und verhindert Verletzungen von anderen Strukturen durch Fehllage von Schraubenschäften. In der Literatur ist zudem beschrieben, dass bei kleineren Patienten bei der Verwendung von gerade Platten darauf zu achten ist, dass die lateralen Enden der Platte nicht ventral über den Beckenring stehen. Dies könnte postoperativ zu Komplikationen aufgrund von Weichteilirritation bei Bewegung führen. In solchen Fällen wird empfohlen statt der geraden 4,5mm DCP eine 3,5mm Kleinfragment-DC-Platte oder eine gebogene 6-Loch-Beckenrekonstruktionsplatte ⁷⁰, welche jedoch als bruchgefährdeter gelten, zu verwenden. Für das Prinzip der Winkelstabilität ist die Verwendung der notwendigen

Zielvorrichtung (Bohrhülse), welche den Winkel vorgibt, mit dem die Schrauben im Knochen verlaufen, der schwierigste Arbeitsschritt. Bei mehr als 5° Abweichung zum optimalen Winkel kommt es zunehmend zu einer Verringerung der Stabilität²⁵. Dass dies besonders in der anatomisch schwierigen und sehr schmalen Region wie der Symphyse ein Problem darstellt, wurde bereits in der Literatur beschrieben^{25,76}. Da auch in unserem in vitro Modell bei demontierten Becken die winkelstabile Schraubenplatzierung erschwert war und sogar zu verworfenen Probe-Exemplaren führte, ist sicherlich eine in vivo Anwendung gehäuft mit suboptimal oder inkomplett intraossär liegenden winkelstabilen Schrauben verbunden. Ob ein System der polyaxialen winkelstabilen Schrauben, welches ohne festen Bohrhülsenwinkel arbeitet, diesen Schritt zukünftig eventuell erleichtert, bleibt abzuwarten. Der zweite negative Punkt, der die Handhabung des rein winkelstabilen Plattenmodells betrifft, bezieht sich auf die sehr hohe Vorspannung, welche in der Phase der Reposition mittels Weber-Zange angelegt werden muss, da keine platteneigene interfragmentäre Kompression erzeugt werden kann. Dies stellte sich selbst in unseren Laborbedingungen als mühsam und nur mit zwei Händen ausführbar heraus und es ist als unrealistisch anzunehmen, dass intraoperativ diese hohen Kompressionskräfte regelmäßig erzeugt werden können.

Hinsichtlich des Parameters der subjektiven Handhabung lässt sich somit zusammenfassend sagen, dass die konventionelle anatomisch geformte Symphysenplatte mit DC Effekt der zentralen und dem Einbringen von vier lateralen Corticalisschrauben am einfachsten zu handhaben war. Da dieses Implantatmodell allerdings alternativ die Verwendung von vier winkelstabilen Schrauben in lateraler Position ermöglicht und in dieser Kombination die durchweg besten Ergebnisse erzielt hat, kann bei entsprechender Qualifikation des Operateurs diese Technik bevorzugt verwendet werden, zumal die Möglichkeit eines intraoperativen Wechsels zu Corticalisschrauben weiterhin besteht.

9. Schlussfolgerung

Ziel dieser biomechanischen Laborversuche war es, anhand von experimentell in vitro gemessenen Werten in den von uns gewählten Parametern eine optimale Reposition mittels Plattenosteosynthese sicher zu fixieren, um eine gute Narbenhaftung zu gewährleisten und somit die Versorgung von Symphysenrupturen zu verbessern. Hierfür wurden unterschiedliche Techniken und Implantatmodelle verglichen und drei zuvor formulierte Hypothesen bewertet.

Die Ergebnisse der Experimente zeigen einen deutlichen Vorteil in der Verwendung von einerseits zentral um 10° angebogenen Platten mit DC Effekt, die für eine erhöhte Kompressionskraft im Symphysenspalt sorgen und andererseits von 3,5mm anatomisch geformten Symphysenplatten gegenüber geraden 4,5mm DCP, um eine bessere Kontaktfläche und deren homogene Verteilung im Symphysenprofil sowie der konstanten mittigen Lage des Kraftzentrums mit der fertigen Osteosynthese zu gewährleisten. Eine Kombination dieser Voraussetzungen wie mit der SCP 10° und SC-LP 10° erbringt eindeutig gute Werte in allen vier Parametern. Da bisher keine andere Studie diesen Effekt zuvor gezeigt hat, bietet das Anbiegen und der DC Effekt bei anatomisch geformten Symphysenplatten neue Aspekte in der Untersuchung zur Fixierung von Implantaten an der Symphyse und zeigt neue Unterschiede für Experimenten mit zyklischer Belastung auf, welche bisher keine Präferenz für einen bestimmten Plattentyp ergeben haben⁶¹. Als dritter Punkt sollte die Qualität der Osteosynthese mittels winkelstabiler Versorgung an der Symphyse untersucht werden. Es hat sich als unmöglich herausgestellt eine hoch angelegte Vorspannung mit einer einfachen rein winkelstabilen Plattentechnik wie der SLP 0° zu erhalten. Deswegen konnte mit der vollständigen rein winkelstabilen Osteosynthese keine zufriedenstellende Kompressionskraft mehr gemessen werden, auch wenn die Werte für die Kontaktfläche und deren Verteilung sehr gut ausfielen. Interessanterweise war es hingegen mit dem Kombimodell der SL-CP 10, welches den DC Effekt der medialen und Winkelstabilität der vier lateralen Schraubenlöcher aufweist, möglich sowohl für die Parameter der Kontaktfläche, als auch für die Kompressionskraft über die gesamte Dauer des Experiments sehr gute Werte zu erzielen, da das Phänomen des Auseinanderweichens des kaudalen Symphysenspalt nicht beobachtet wurde. Diese Erkenntnis belegt, dass das

Prinzip der Winkelstabilität durchaus einen entscheidenden Vorteil in der Osteosynthese der Symphyse bringen kann, jedoch nur in Kombination mit dem Vorhandensein eines DC Effekts.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Geometrie und das Design des Implantats zur operative Versorgung der Symphysenruptur durchaus Einfluss haben auf die Kompressionskraft und die Kontaktfläche sowie die Kontaktflächenverteilung und die Kraftzentrumswanderung im Repositionsprofil, welches mit der Osteosynthese erreicht werden kann. Anhand dieser Ergebnisse würde die Kombination aus zentral angebogener Symphysenplatte mit DC Effekt sowie das Einbringen von vier lateralen Corticalis- bzw. winkelstabilen Schrauben die beste Möglichkeit der Plattenosteosynthese einer Symphysenruptur darstellen. Doch aufgrund der Tatsache, dass biologische Aspekte und Heilungsprozesse um die Symphyse in so einem Versuchsaufbau nicht mit einbezogen werden konnten und diese Studie unter statischen Bedingungen ablief, kann auch keine generelle Empfehlung für die Verwendung einer speziellen Technik in praktischer, chirurgischer Anwendung gemacht werden. Allerdings könnten die Ergebnisse diese Arbeit Anlass zu weiterführenden Studien sein. So würden einerseits Untersuchungen in einem dynamischen Modell des Ein- bzw. Zweibeinstands anstehen, um die Belastbarkeit und das Materialversagen in der Prüfmaschine zu analysieren, andererseits könnten klinisch therapeutische Untersuchungen prospektiv-randomisiert (evtl. multizentrisch) initiiert werden, um die klinische Konsequenz zu überprüfen. Außerdem könnten unsere Erkenntnisse über die biomechanischen Auswirkungen unterschiedlicher Plattensysteme schon jetzt von besonderem Interesse sein für die Wahl des richtigen Implantats bei der Wiederherstellung der Stabilität des Beckenrings in speziellen Fällen mit z.B. erheblicher Dislokation, starkem Übergewicht und bei der Symphysiodese, bei welcher die reine Knochenstruktur der Symphyse verbunden wird.

10. Abkürzungsverzeichnis

AO	Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese
a-p	Anterior-posterior
ca.	circa
cm	Centimeter
CT	Computertomograph/-ie
DC	Dynamic Compression
DCP	Dynamic Compression Plate
evtl.	eventuell
Fa.	Firma
Gr.	Gruppe
indiv.	Individuelle
ISG	Iliosakralgelenk
Lig/g.	Ligamentum/-a
M.	Musculus
max	maximal
med.	medial
min	minimal
MPa	Mega Pascal
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
N	Newton
ns	nicht signifikant
OP	Operation
SC-LP	Symphyseal Compression - Locking Plate
SCP	Symphyseal Compression Plate
SI	Sakroiliakal
SLP	Symphyseal Locking Plate
sog.	sogenannte
vgl.	vergleich
vs.	versus

11. Literaturverzeichnis

1. Askew MJ, Mow VC: **Analysis of the intraosseous stress field due to compression plating.** J Biomech 1975; 8:203
2. Baque P, Trojani C, Delotte J, et al.: **Anatomical consequences of "open-book" pelvic ring disruption: a cadaver experimental study.** Surg Radiol Anat 2005; 27:487-490
3. Berner W, Oestern H, Tscherne H: **Die hintere Beckenringluxation - eine Indikation zur Operation.** Hefte zur Unfallheilkunde 1984; 164:286-91
4. Bohnhof K, Imhof H, Fischer W: **Radiologische Diagnostik von Knochen und Gelenken.** Thieme 2006; 22
5. Bottlang M, Simpson T, Sigg J, et al.: **Noninvasive reduction of open-book pelvic fractures by circumferential compression.** J Orthop Trauma 2002; 16:367-373
6. Brimacombe JM, Wilson DR, Hodgson AJ, et al.: **Effect of calibration method on Tekscan sensor accuracy.** J Biomech Eng 2009; 131:034503
7. H.-P. Bruch, O. Trentz: **Chirurgie.** Elsevir GmbH München 2008; 343
8. V. Buehren, O.Trentz: **Checkliste Traumatologie.** Thieme Stuttgart 2005; 290, 293, 542, 547
9. Charles D. Newton, David M. Nunamaker: **Textbook of Small Animal Orthopaedics.** J.B. Lippincott Company 1985
10. Chong AC, Miller F, Buxton M, et al.: **Fracture toughness and fatigue crack propagation rate of short fiber reinforced epoxy composites for analogue cortical bone.** J Biomech Eng 2007; 129:487-493
11. L. Claes: **Das Prinzip der winkelstabilen Platte - eine kritische Bewertung,** Orthopädie und Unfallchirurgie up2date 2011; 6:3-15
12. Clements JP, Moriarty N, Chesser TJ, et al.: **Determination of pelvic ring stability: a new technique using a composite hemi-pelvis.** Proc Inst Mech Eng H 2008; 222:611-616
13. Culemann: **Beckenringverletzungen.** Trauma Berufskrankh 2007; 9:154–157
14. Fink D, Möseneder H: **Offene Symphysensprengung mit primärer Verplattung.** Hefte zur Unfallheilkunde 1974; 124:292-293

15. Fischer A: **Ober schwere Beckenluxationen und Verletzungen der umgebenden Weichteile: Typische Rodelverletzungen.** Zentralbl Chir 1909; 36:1313-9
16. Gardner MJ, Kendoff D, Ostermeier S, et al.: **Sacroiliac joint compression using an anterior pelvic compressor: a mechanical study in synthetic bone.** J Orthop Trauma 2007; 21:435-441
17. Grant JA, Bishop NE, Gotzen N, et al.: **Artificial composite bone as a model of human trabecular bone: the implant-bone interface.** J Biomech 2007; 40:1158-1164
18. Hayes WC, Grens WB, Murch SA, et al.: **Effects of plate modulus, thickness and prebending on the mechanics of compression plate fixation.** Transactions of the 24th Annual Orthopaedic Research Society, 1978
19. Heaton-Adegbile P, Zant NP, Tong J: **In vitro fatigue behaviour of a cemented acetabular reconstruction.** J Biomech 2006; 39:2882-2886
20. Hehne HJ, Soltesz U, Desiderato R: **Contact surfaces, compressive forces and pressure distribution in osteosynthesis. Model studies using pressure-sensitive foil.** Z Orthop Ihre Grenzgeb 1985; 123:27-34
21. Heinemann, Siedamgratzky: **Zur Kasuistik der Beckenluxationen.** Langenbecks Arch Klin Chir 1914; 103:927-939
22. Henne-Bruns H, et al.: **Duale Reihe - Chirurgie.** Thieme Verlag Stuttgart 2007; 748, 833
23. Hierholzer G, Gras U: **Verletzungen des Beckens und seiner Bandverbindungen.** Hefte zur Unfallheilkunde 1984; 164:181-187
24. Himer. A, K. Weise: **Chirurgie - Schnitt für Schnitt.** Thieme Stuttgart 2008; 232ff, 346, 347
25. Kääh MJ, Frenk A, Schmeling A, Schaser K, Schütz M, Haas NP: **Locked internal fixator: sensitivity of screw/plate stability to the correct insertion angle of the screw.** J Orthop Trauma 2004; 483-487
26. Kellam JF, McMurtry RY, Paley D, et al.: **The unstable pelvic fracture - operative treatment.** Orthop Clin North Am 1987; 18:25-41
27. Khalafi A, Curtiss S, Hazelwood S, et al.: **The effect of plate rotation on the stiffness of femoral LISS: a mechanical study.** J Orthop Trauma 2006; 20:542-546
28. Kinzl L, Burri C, Wörsdörfer O: **Operative Therapie bei Beckenfugenerreißungen.** Hefte zur Unfallheilkunde 1984; 164:222-223

29. Lange R, Hansen S: **Pelvic ring disruptions with symphysis pubis diastasis - indications, technique and limitations of anterior internal fixation.** Clin Orthop 1985; 201:130-137
30. Lehmann U: **Belastungsmessung an der Symphysis pubis, normale Belastung und Plattenosteosynthese.** Inaug Diss, Hannover 1990
31. Linser P: **Über Beckenluxationen.** Beitr Klin Chir 1902; 35:94-103
32. MacAvoy MC, McClellan RT, Goodman SB, et al.: **Stability of open-book pelvic fractures using a new biomechanical model of single-limb stance.** J Orthop Trauma 1997; 11:590-593
33. M. Maghsudi, B. Weigel: **Praxisbuch Unfallchirurgie.** Springer Berlin Heidelberg 2007; 487, 489, 493
34. Matta JM, Saucedo T: **Internal fixation of pelvic ring fractures.** Clin Orthop 1989; 242:83–97
35. Meißner A: **Biomechanik und Stabilisierung der Symphyse.** Berlin: Freie Universität 1989
36. Meißner A, Breyer H, Ramanzadeh R: **Experimentelle Untersuchungen zur Beweglichkeit in der Symphyse.** Hefte Unfallheilkunde 1986; 181:79-82
37. Meissner A, Fell M, Wilk R, Boenick U, Rahmazzadeh R: **Comparison of internal fixation methods for the symphysis in multi-directional dynamic gait simulation.** Unfallchirurg 1998; 101:18-25
38. Meissner A, Fell M, Wilk R, et al.: **Biomechanics of the pubic symphysis. Which forces lead to mobility of the symphysis in physiological conditions?** Unfallchirurg 1996; 99:415-421
39. Meyer-Junghänel L, Gänsslen A, Pohlemann T, Tscherne H: **Behandlungsergebnisse nach komplexem Beckentrauma bei Kindern.** Unfallchirurg 1997; 100:225-233
40. Mutschler W, Haas N: **Praxis der Unfallchirurgie.** Thieme 1999; 356, 476-478, 492f
41. Mückley, I. Marintschev, F. Gras, G.O. Hofmann: **Aktueller Stand der Versorgung vorderer Beckenringfrakturen.** Trauma Berufskrankh 2008; 10:116–122
42. F. U. Niethard, J. Pfeil, P. Biberthaler: **Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie.** Thieme 2009; 504

43. Niosi CA, Wilson DC, Zhu Q, et al.: **The effect of dynamic posterior stabilization on facet joint contact forces: an in vitro investigation.** Spine (Phila Pa 1976) 2008; 33:19-26.
44. Nunamaker DM, Perren SM: **A radiological and histological analysis of fracture healing using prebending of compression plates.** Clin Orthop 1979; 138:167
45. Oestern H-J, **Das Polytrauma- Präklinisches und klinisches Management.** Elsevir GmbH München 2008; 175
46. Olerud S, Walheim G: **Symphysiodesis with a new compression plate.** Acta Orthop Scand 1984; 55:315-318
47. Orthopaedic Trauma Association Classification, DaOC.: **Fracture and Dislocation Classification Compendium – 2007.** J Orthop Trauma 2007; 21:59-67
48. Pennal GF, Massiah KA: **Nonunion and delayed union of fractures of the pelvis.** Clin Orthop 1980; 151:124–129
49. Pohlemann T, Bosch U, Haas N, et al.: **Internal stabilization of pelvic ring fractures.** In: XVIII World Congress SICOT. Montreal/Canada: Société Internationale de Chirurgie Orthopédique et de Traumatologie, 1990
50. Pohlemann T, Gänsslen A: **Die Operation der Symphysensprengung.** Operative Orthopädie und Traumatologie 1999; 11:149-159
51. Putnis SE, Pearce R, Wali UJ, et al.: **Open reduction and internal fixation of a traumatic diastasis of the pubic symphysis: one-year radiological and functional outcomes.** J Bone Joint Surg Br 2011; 93:78-84
52. Raman R, Roberts CS, Pape HC, et al.: **Implant retention and removal after internal fixation of the symphysis pubis.** Injury 2005; 36:827-831
53. P.E. Riches, N.Dhillon, J.Lotz, A.W. Woods, D.S. McNally **The internal mechanics of the intervertebral disc under cyclic loading.** J Biomech 2002; 35:1263-1271
54. Rieger H, Winde G, Brug E, Senninger N: **Die offene Beckenfraktur ± eine Indikation zur Laparotomie?** Chirurg 1998; 69:278-283
55. Schandelmaier P, Krettek C, Ungerland A, et al.: **Pre-bending and and tension adjustment of narrow 4.5 mm AO titanium LC-DCP (limited contact dynamic compression plate).** Langenbecks Arch Chir 1997; 382:325-331
56. Schenk R. und Willenegger H.: **Zur Histologie der primären Knochenheilung.** Langenbecks Arch. klin. Chir. 1964; 440ff

-
57. Schwarzkopf W, Ahlers J, Weigand H: **Beckenverrenkungen mit Verletzung des Rektums**. Hefte zur Unfallheilkunde 1984; 164:267-268
58. Shibuya N, Manning SN, Meszaros A, et al.: **A compression force comparison study among three staple fixation systems**. J Foot Ankle Surg 2007; 46:7-15
59. Shih-Youeng Chuang, Russell M. Odonon, Thomas P. Hedman **Effects of exogenous crosslinking on in vitro tensile and compressive moduli of lumbar intervertebral discs**. Clinical Biomechanics 2007; 22:14-20
60. Siewert R: **Unfallchirurgie**. Spriger-Verlag Heidelberg 2006; 780-782, 842ff
61. Simonian PT, Schwappach JR, Routt ML, Jr., et al.: **Evaluation of new plate designs for symphysis pubis internal fixation**. J Trauma 1996; 41:498-502
62. Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, et al.: **Biomechanical testing of the LCP--how can stability in locked internal fixators be controlled?** Injury 2003; 34 Suppl 2:B11-19
63. Stöckle U, Göing T, König B, Haase N, Duda G, Haas NP: **Schräg dorsaler Beckenfixateur. Entwicklung und biomechanische Testung**. Unfallchirurg 2000; 103:618-625
64. Takahashi et al.: **Three lateral osteotomy designs for bilateral sagittal split osteotomy: biomechanical evaluation with three-dimensional finite element analysis**. Head Face Med 2010; 6:4
65. Tile M: **Fractures of the pelvis and acetabulum**. William&Wilkins Baltimore 1984
66. Tile M: **Fractures of the pelvis and acetabulum**. 2nd ed. Williams&Wilkins Baltimore 1995
67. Tile M: **Pelvic ring fractures: should they be fixed?** J Bone Joint Surg Br 1988; 70:1-12
68. Tile M, Burry C, Poigenfiirst J: **Pelvis**. In: Mtiller M, et al., ed. Manual of internal fixation. Springer Berlin- Heidelberg- New York 1991; 485-500
69. Tile M: **Fractures of the pelvis**. In: Schatzer J, Tile M, eds.: The Rationale of Operative Fracture Care. Berlin: Springer; 2005: 239-290
70. Tscherne H, Pohlemann T: **Tscherne Unfallchirurgie: Becken und Acetabulum**. Springer- Verlag Berlin Heidelberg, 1998; 3 , 39, 44, 143-149
71. Tscherne H, Pohlemann T: **Tscherne Unfallchirurgie: Becken und Acetabulum**. Springer-Verlag Berlin 1999; 63, 66

72. Varga E, Hearn T, Powell J, et al.: **Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring.** Injury 1995; 26:75-80
73. Walheim G, Olerud S, Ribbe T: **Mobility of the pubic symphysis. Measurements by an electromechanical method.** Acta Orthop Scand 1984; 55:203-208
74. Westhoff J, Höll S, Kälicke T, Muhr G, Kutscha-Lissberg F: **Die offene Beckenfraktur. Behandlungsstrategie und Resultate anhand von 12 Patienten.** Unfallchirurg 2004; 107:189-195
75. Wilson DC, Niosi CA, Zhu QA, et al.: **Accuracy and repeatability of a new method for measuring facet loads in the lumbar spine.** J Biomech 2006; 39:348-353
76. D. Wolter, C. Jürgens: **Winkelstabile Verbindungen bei Osteosyntheseimplantaten - Historische Entwicklung, wissenschaftlicher Hintergrund und aktueller Stand.** Trauma Berufskrankh 2006; 8:206-211

12. Anlage Tabelle Signifikanzen

12.1. Kompressionskraft

Gr. I	Reposition	DC Effekt	Laterale S.	Osteosyn.
Reposition	--	<0.001	1	1
DC Effekt	<0.001	--	<0.001	<0.001
Laterale S.	1	<0.001	--	0.59
Osteosyn.	1	<0.001	0.59	--
Gr. II	Reposition	DC Effekt	Laterale S.	Osteosyn.
Reposition	--	<0.001	<0.001	<0,001
DC Effekt	<0.001	--	0,006	0,014
Laterale S.	<0,001	0,006	--	1
Osteosyn.	<0,001	0,014	1	--
Gr. III	Reposition	DC Effekt	laterale S.	Osteosyn.
Reposition	--	<0.001	<0.001	<0.001
DC Effekt	<0.001	--	<0.001	<0.001
Laterale S.	<0.001	<0.001	--	0,635
Osteosyn.	<0.001	<0.001	0,635	--
Gr. IV	Reposition	mediale S.	laterale S.	Osteosyn.
Reposition	--	0,274	0,569	<0.001
Mediale S.	0,274	--	1	<0.001
Laterale S.	0,569	1	--	<0.001
Osteosyn.	<0.001	<0.001	<0.001	--
Gr. V	Reposition	DC Effekt	laterale S.	Osteosyn.
Reposition	--	<0.001	<0.001	<0.001
DC Effekt	<0.001	--	1	0,871
Laterale S.	<0.001	1	--	1
Osteosyn.	<0.001	0,871	1	--

Tabelle 3 Signifikanzen der einzelnen Phasen zueinander innerhalb einer Gruppe im Parameter Kompressionskraft
(Repeated Measures ANOVA on Ranks (Friedman) mit Bonferroni Korrektur)

12. Anlage Tabelle Signifikanzen

Reposition	I	II	III	IV	V
I	-	ns	ns	<0,05	ns
II	ns	-	ns	<0,05	ns
III	ns	ns	-	<0,05	ns
IV	<0,05	<0,05	<0,05	-	<0,05
V	ns	ns	ns	<0,05	-
DC/Med.S.	I	II	III	IV	V
I	--	ns	ns	ns	ns
II	ns	--	ns	ns	ns
III	ns	ns	--	ns	ns
IV	ns	ns	ns	--	ns
V	ns	ns	ns	ns	-
Laterale S.	I	II	III	IV	V
I	--	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05
II	<0.05	--	<0.05	ns	ns
III	<0.05	<0.05	--	<0.05	<0.05
IV	<0.05	ns	<0.05	--	ns
V	<0.05	ns	<0.05	ns	-
Osteosyn.	I	II	III	IV	V
I	--	<0.05	<0.05	ns	<0.05
II	<0.05	--	<0.05	<0.05	<0.05
III	<0.05	<0.05	--	<0.05	<0.05
IV	ns	<0.05	<0.05	--	<0.05
V	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	--

Tabelle 4 Signifikanzen der einzelnen Gruppen zueinander in den Phasen 1 bis 4 im Parameter Kompressionskraft (Kruskal-Wallis ANOVA on Ranks mit post-hoc Student-New-Keuls Test)

12.2. Kontaktfläche

Gr. I	Reposition	DC Effekt	Laterale S.	Osteosyn.
Reposition	--	1	0,006	<0,01
DC Effekt	1	--	<0,01	<0,01
Laterale S.	0,006	<0,01	--	0,086
Osteosyn.	<0,01	<0,01	0,086	--
Gr. II	Reposition	DC Effekt	Laterale S.	Osteosyn.
Reposition	--	ns	ns	ns
DC Effekt	ns	--	ns	0,053
Laterale S.	ns	ns	--	ns
Osteosyn.	ns	0,053	ns	..
Gr. III	Reposition	DC Effekt	Laterale S.	Osteosyn.
Reposition	--	<0,01	0,154	0,016
DC Effekt	<0,01	--	0,006	0,063
Laterale S.	0,154	0,006	--	1
Osteosyn.	0,016	0,063	1	--
Gr. IV	Reposition	Mediale S.	Laterale S.	Osteosyn.
Reposition	--	ns	ns	<0,05
Mediale S.	ns	--	ns	<0,05
Laterale S.	ns	ns	--	<0,05
Osteosyn.	<0,05	<0,05	<0,05	--
Gr. V	Reposition	DC Effekt	Laterale S.	Osteosyn.
Reposition		<0,001	0,002	<0,001
DC Effekt	<0,001		1	1
Laterale S.	0,002	1		1
Osteosyn.	<0,001	1	1	

Tabelle 5 Signifikanzen der einzelnen Phasen zueinander innerhalb einer Gruppe im Parameter Kontaktfläche
(Repeated Measures ANOVA on Ranks (Friedman) mit Bonferroni Korrektur bzw. Student-Newman-Keuls
Test für Gruppe IV)

12. Anlage Tabelle Signifikanzen

Reposition	I	II	III	IV	V
I	-	ns	ns	<0,05	ns
II	ns	-	ns	<0,05	ns
III	ns	ns	-	<0,05	ns
IV	<0,05	<0,05	<0,05	-	<0,05
V	ns	ns	ns	<0,05	-

DC/Med.S.	I	II	III	IV	V
I	--	ns	ns	ns	ns
II	ns	--	ns	ns	ns
III	ns	ns	--	ns	ns
IV	ns	ns	ns	--	ns
V	ns	ns	ns	ns	-

Laterale S.	I	II	III	IV	V
I	--	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05
II	<0.05	--	<0.05	<0.05	<0.05
III	<0.05	<0.05	--	ns	ns
IV	<0.05	<0.05	ns	--	ns
V	<0.05	<0.05	ns	ns	-

Osteosyn.	I	II	III	IV	V
I	--	<0.05	<0.05	ns	<0.05
II	<0.05	--	<0.05	<0.05	<0.05
III	<0.05	<0.05	--	<0.05	ns
IV	ns	<0.05	<0.05	--	<0.05
V	<0.05	<0.05	ns	<0.05	-

Tabelle 6 Signifikanzen der einzelnen Gruppen zueinander in den Phasen 1 bis 4 im Parameter Kontaktfläche
(Kruskal-Wallis ANOVA on Ranks mit post-hoc Student-New-Keuls Test)

12.3. Kontaktflächenverteilung

kranial	
Gr. I	Osteosyn.
Reposition	0,031
Gr. II	Osteosyn.
Reposition	0,063
Gr. III	Osteosyn.
Reposition	0,313
Gr. IV	Osteosyn.
Reposition	0,313
Gr. V	Osteosyn.
Reposition	0,063

zentral	
Gr. I	Osteosyn.
Reposition	0,563
Gr. II	Osteosyn.
Reposition	0,844
Gr. III	Osteosyn.
Reposition	0,063
Gr. IV	Osteosyn.
Reposition	0,063
Gr. V	Osteosyn.
Reposition	0,688

kaudal	
Gr. I	Osteosyn.
Reposition	0,031
Gr. II	Osteosyn.
Reposition	0,063
Gr. III	Osteosyn.
Reposition	1
Gr. IV	Osteosyn.
Reposition	0,063
Gr. V	Osteosyn.
Reposition	0,063

Tabelle 7

Signifikanzen der Phasen 1 und 4 zueinander innerhalb einer Gruppe nach Lokalisation im Parameter Kontaktflächenverteilung

(Repeated Measures ANOVA on Ranks (Friedman) mit Wilcoxon Signed Rank Test)

12. Anlage Tabelle Signifikanzen

kranial	Reposition	I	II	III	IV	V
	I	--	ns	ns	ns	ns
	II	ns	--	ns	ns	ns
	III	ns	ns	-	ns	ns
	IV	ns	ns	ns	-	ns
	V	ns	ns	ns	ns	--
zentral	Reposition	I	II	III	IV	V
	I	--	ns	ns	ns	ns
	II	ns	--	ns	ns	ns
	III	ns	ns	--	ns	ns
	IV	ns	ns	ns	--	ns
	V	ns	ns	ns	ns	--
kaudal	Reposition	I	II	III	IV	V
	I	-	ns	ns	ns	<0.05
	II	ns	-	ns	ns	<0.05
	III	ns	ns	-	ns	<0.05
	IV	ns	ns	ns	-	<0.05
	V	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	-
kranial	Osteosyn.	I	II	III	IV	V
	I	--	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05
	II	<0.05	--	<0.05	<0.05	<0.05
	III	<0.05	<0.05	--	ns	ns
	IV	<0.05	<0.05	ns	--	ns
	V	<0.05	<0.05	ns	ns	--
zentral	Osteosyn.	I	II	III	IV	V
	I	--	ns	ns	ns	ns
	II	ns	--	ns	ns	ns
	III	ns	ns	--	ns	ns
	IV	ns	ns	ns	--	ns
	V	ns	ns	ns	ns	--
kaudal	Osteosyn.	I	II	III	IV	V
	I	--	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05
	II	<0,05	--	<0,05	<0,05	<0,05
	III	<0,05	<0,05	--	<0,05	ns
	IV	<0,05	<0,05	<0,05	--	<0,05
	V	<0,05	<0,05	ns	<0,05	--

Tabelle 8 Signifikanzen der einzelnen Gruppen zueinander in den Phasen 1 und 4 und nach Lokalisation im Parameter Kontaktflächenverteilung (Kruskal-Wallis ANOVA on Ranks mit post-hoc Student-New-Keuls Test)

12.4. Kraftzentrumswanderung

Gr. I	Osteosyn.
Reposition	0,031
Gr. II	Osteosyn.
Reposition	0,031
Gr. III	Osteosyn.
Reposition	0,188
Gr. IV	Osteosyn.
Reposition	0,031
Gr. V	Osteosyn.
Reposition	0,031

Tabelle 9 Signifikanzen der Phasen 1 und 4 zueinander innerhalb einer Gruppe im Parameter Kraftzentrumswanderung (Repeated Measures ANOVA on Ranks (Friedman) und Wilcoxon Signed Rank Test)

Reposition	I	II	III	IV	V
I	--	ns	ns	<0,05	ns
II	ns	--	ns	<0,05	ns
III	ns	ns	--	<0,05	ns
IV	<0,05	<0,05	<0,05	--	<0,05
V	ns	ns	ns	<0,05	--
Osteosyn.	I	II	III	IV	V
I	--	ns	<0,05	<0,05	<0,05
II	ns	--	<0,05	<0,05	<0,05
III	<0,05	<0,05	--	ns	ns
IV	<0,05	<0,05	ns	--	ns
V	<0,05	<0,05	ns	ns	--

Tabelle 10 Signifikanzen der einzelnen Gruppen zueinander in den Phasen 1 und 4 im Parameter Kraftzentrumswanderung (Kruskal-Wallis ANOVA on Ranks mit post-hoc Student-New-Keuls)

13. Publikationen

„Biomechanic investigation of compressive force and contact area in plate fixation for pelvic symphysis disruption“

A. Pizanis, U. Culemann, M. Santelmann, P. Garcia, J. Holstein, T. Pohlemann

12th European Congress for Trauma and Emergency Surgery vom 27.-30.4.2011, Milano, Italy

„Biomechanische Untersuchungen der Kompressionskräfte und Kontaktflächen bei verschiedenen Plattenosteosynthesen von Symphysensprengungen am Modell“

A. Pizanis, U. Culemann, M. Santelmann, P. Garcia, J. Holstein, T. Pohlemann

DKOU vom 25.-28.10.2011, Berlin

14. Danksagung

Mein Dank geht an Dr. Robert Frigg (Chief Technology Officer (CTO), Synthes) für die freundliche Überlassung der Implantate der Firma Synthes, Schweiz.

Außerdem danke ich meinem Doktorvater Prof. Dr. T. Pohlemann, der mir diese Dissertation an der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Homburg/Saar ermöglicht hat.

Des weiteren möchte ich mich bei meinem Betreuer Oberarzt Dr. med. A. Pizanis für die Bereitstellung des Themas, seine Zeit, welche er mit mir zusammen im experimentellen Labor verbracht hat, seine Engagement sich morgens nach einem Nachtdienst mit mir zur Besprechung zu treffen, seine humorvolle Art und für die Impulse, die er mir in den richtigen Momenten gegeben hat, um die beste Struktur für diese Arbeit zu finden, bedanken.

Mein besonderer Dank gilt einem meiner besten Freunde, der mich bei der Realisierung meiner Vorstellungen das Layout betreffend unterstützt hat, sowie meiner Familie und meinem Freund, welche teils mit, teils ohne Fachwissen, jedoch mit großem Interesse mehrere frühere Versionen dieser Arbeit gelesen und mir durch gemeinsame Gespräche und konstruktive Hinweise wichtige Inspirationen zur Perfektionierung gegeben haben.